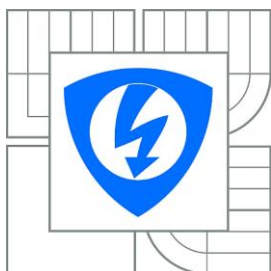


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# DETEKCE QRS ZALOŽENÁ NA POČÍTÁNÍ PRŮCHODŮ NULOU

QRS DETECTION USING ZERO CROSSING COUNTING

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. PETR HYLMAR

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.



**VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií**

**Ústav biomedicínského inženýrství**

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
**Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

**Student:** Bc. Petr Hylmar

**ID:** 126486

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

**Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS. Navrhněte a popište blokové schéma obecného detektoru QRS. 2) Podrobně se seznámte s metodou založenou na počítání průchodů nulou, řádně ji popište a realizujte v programovém prostředí Matlab. 3) Navrhněte a popište automatický optimalizační algoritmus, který nalezne nejvhodnější nastavení parametrů metody. Optimalizační algoritmus otestujte na signálech EKG z databází CSE a PhysioBank. 4) Vyhodnoťte účinnost optimalizovaného detektoru v rámci jednotlivých databází. Dosažené výsledky porovnejte s hodnotami udávanými autory metody a s výsledky jiných metod testovaných na stejných databázích. 5) Vytvořte grafické uživatelské rozhraní v prostředí Matlab, které umožní náhled na zpracovávaný EKG signál, náhled na detekované pozice komplexů QRS a změnu nastavení jednotlivých parametrů metody.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, vol. 21, no. 1, p. 42-57.  
[2] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossing counts. Progress in Biomedical Research. 2003, vol. 8, no. 3, p. 138-145.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 23.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vítek, Ph.D.

**Konzultanti diplomové práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# Anotace

Tato diplomová práce se věnuje popisu základních principů a metod detekce QRS komplexů. Zvláště se zaměřuje na metodu založenou na počítání průchodů nulou. Je zde detailně popsán její princip a vlastní programová realizace. Další část práce se věnuje bližšímu popisu genetického optimalizačního algoritmu. Jsou zde prezentovány výsledky optimalizace parametrů QRS detektoru na standardní CSE a MIT-BIH databázi. Kvalita detektoru je srovnána s ostatními autory metod detekce QRS komplexů. Optimalizovaný QRS detektor dosahuje srovnatelné úspěšnosti s ostatními autory. Součástí práce je také grafické uživatelské prostředí, které umožňuje náhled na různé fáze zpracování EKG signálu a výsledky detekce.

## Klíčová slova

Elektrokardiografie (EKG), detekce QRS komplexu, počítání průchodů nulou, CSE, MIT-BIH, genetické algoritmy.

## Abstract

This master's thesis describes basics principles of QRS complex detection. It is focused on QRS detection using zero crossing counts method. There are described princips and program realization of this method. The other part is focused on genetic optimalization algorithm. There are presented obtained optimalization results on standard CSE and MIT-BIH database. The quality of the detector is compared with other authors. The optimized QRS detector achieves comparable results with other authors. The part of the thesis is graphical user interface which supply view on modified ECG signal and detection results.

## Keywords

Electrocardiography (ECG), QRS detection, zero crossings counts, CSE, MIT-BIH, genetic algorithms.

# Bibliografická citace

HYLMAR, P. *Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 74 s., 13 příl.  
Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vitek, Ph.D.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 21. května 2014

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martinovi Vítkovi, Ph.D. za ochotnou pomoc při tvorbě a úpravách mé diplomové práce. Především pak za jeho vstřícnost, sdílení vlastních zkušeností, odborné a pedagogické rady při osobních a emailových konzultacích. Dále děkuji své manželce, synovi, blízké rodině, přátelům a zaměstnavateli bez jejichž podpory by práce nemohla vzniknout.

V Brně dne 21. května 2014

.....  
podpis autora

# Obsah

Úvod .....	9
1 Vlastnosti EKG signálu .....	10
2 Detekce QRS komplexů .....	12
2.1 Obecný detektor QRS komplexů .....	12
2.2 Metody detekce QRS komplexů .....	13
2.2.1 Metody založené na počítání diferencí .....	13
2.2.2 Metody založené na číslicové filtraci .....	14
2.2.3 Metody založené na vlnkových transformacích .....	16
2.2.4 Metody založené na neuronových sítích .....	18
2.2.5 Další metody .....	19
3 Metoda detekce QRS založená na počítání průchodů nulou .....	20
3.1 Blokové schéma metody .....	20
3.2 Získání charakteristické vlastnosti .....	20
3.2.1 Lineární a nelineární filtrace .....	21
3.2.2 Přidání vysokofrekvenční složky .....	21
3.2.3 Počítání průchodů nulou .....	22
3.3 Detekce extrémů .....	23
3.4 Lokalizace R vlny .....	23
4 Vlastní realizace metody detekce QRS založené na počítání průchodů nulou .....	25
4.1 Předzpracování EKG signálu .....	25
4.2 Detekce QRS komplexů .....	28
5 Optimalizační algoritmus .....	30
5.1 Definování optimalizačního problému .....	30
5.2 Úplné prohledávání .....	30
5.3 Stochastické algoritmy .....	31

5.3.1	Simplexová metoda .....	31
5.3.2	Genetické algoritmy .....	33
5.4	Vlastní realizace genetického algoritmu.....	34
5.4.1	Inicializace proměnných a parametrů GA.....	35
5.4.2	Inicializační populace a určení kvality jedinců .....	37
5.4.3	Selekce a křížení.....	37
5.4.4	Mutace .....	39
5.4.5	Podmínka ukončení .....	40
6	Standardní databáze EKG .....	42
6.1	MIT-BIH.....	42
6.2	CSE.....	44
7	Hodnocení výsledků QRS detektoru .....	48
7.1	Vyhodnocení úspěšnosti detekce.....	48
7.2	Parametry ke srovnání metod .....	49
7.2.1	Senzitivita a pozitivní prediktivita .....	49
7.2.2	Chyba detekce .....	50
8	Dosažené výsledky .....	51
8.1	Výsledky před optimalizací .....	51
8.2	Optimalizace na MIT-BIH.....	52
8.3	Optimalizace na CSE.....	54
8.4	Porovnání výsledků optimalizace na CSE a MIT-BIH .....	56
9	Diskuze dosažených výsledků.....	57
9.1	Srovnání s ostatními metodami .....	57
9.2	Chyby detekce .....	61
9.2.1	MIT-BIH .....	61
9.2.2	CSE.....	63
10	Uživatelské prostředí.....	67

Závěr.....	69
Seznam použité literatury .....	70
Seznam zkratek a symbolů .....	74
Přílohy .....	75



# Úvod

Hledání nových a optimalizace stávajících algoritmů pro detekci QRS komplexů zůstává aktuálním tématem i dnes. Svědčí o tom mnoho vědeckých publikací, které přináší nové pohledy na tuto problematiku. Naše diplomová práce se snaží svým dílem přispět k řešení této oblasti. Především si klade za cíl úspěšně implementovat optimalizační algoritmus, který umožní lepší detekci QRS komplexů.

V první části se věnuje popisu základních principů a metod detekce QRS komplexů. Přehledově jsou zde nastíněny metody založené na počítání diferencí, číslicové filtraci, vlnkové transformaci a neuronových sítích. Zvláště se zaměřuje na metodu založenou na počítání průchodů nulou, která se vyznačuje vysokou úspěšností detekce i na signálech s velkou úrovní šumu. Zároveň jde o výpočetně nenáročný algoritmus. Je zde detailně popsán její princip a vlastní programová realizace.

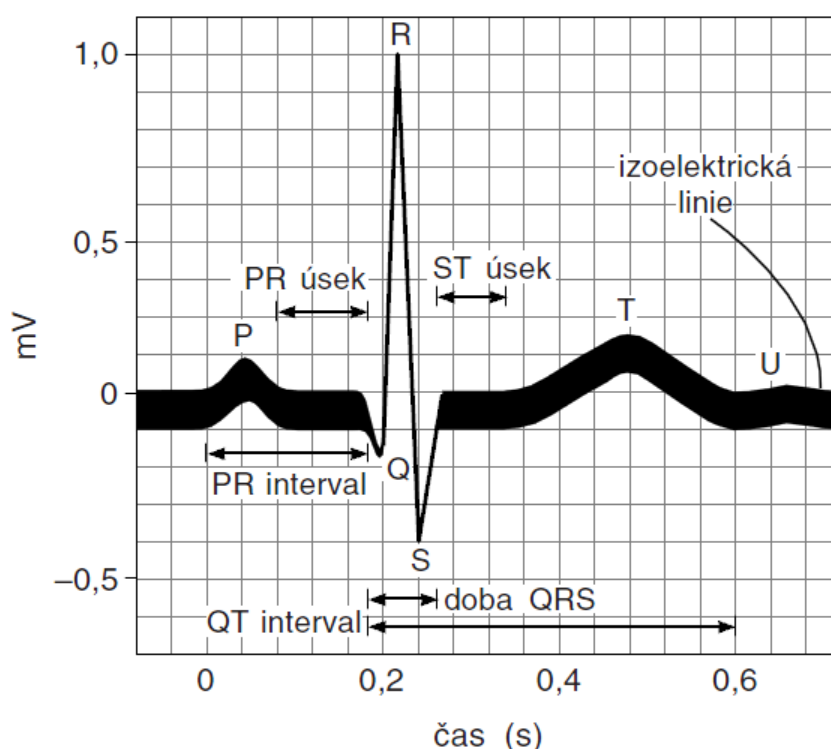
Další část práce se věnuje rozboru problematiky optimalizace parametrů této metody. Blíže je popsán genetický optimalizační algoritmus, který byl zvolen jako nejvhodnější nástroj pro optimalizaci.

V závěrečné části práce jsou prezentovány výsledky optimalizace parametrů zvoleného QRS detektoru na standardních databázích CSE a MIT-BIH. Úspěšnost QRS detektoru s optimalizovanými parametry je srovnána s ostatními autory QRS detektorů. Součástí práce je také grafické uživatelské prostředí, které umožňuje náhled na výsledky QRS detektoru a změnu parametrů metody.

# 1 Vlastnosti EKG signálu

Elektrokardiogram (dále EKG) je dnes základem lékařské diagnostiky činnosti srdce. Jelikož problematika snímání a vzniku EKG je již obecně známa, bude se tato kapitola zabývat pouze vlastnostmi EKG signálu, které mají zásadní vliv na tvorbu a nastavení parametrů detektorů QRS komplexů. Tato kapitola vychází z [11], [41] a [18].

Na Obr. č. 1 vidíme označené vlny a úseky na lidském EKG. Z hlediska tvorby QRS detektoru je zajímavý především frekvenční, napěťový a časový rozsah jednotlivých vln a úseků.

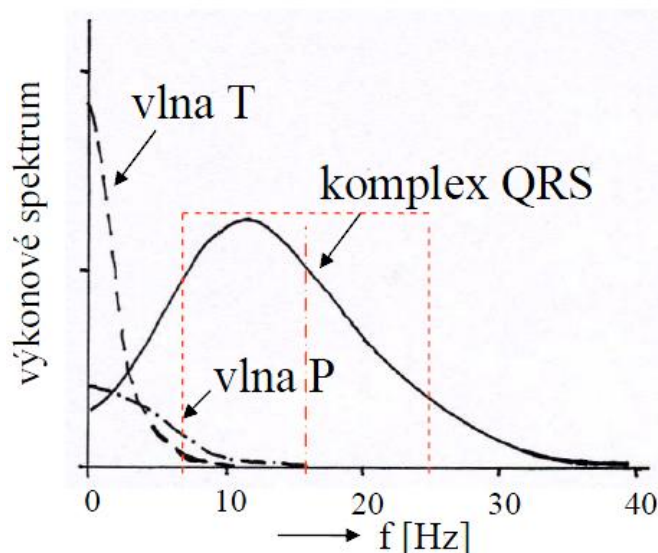


Obr. č. 1 Vlny, kmity a úseky na EKG křivce, převzato z [11].

**P vlna** odpovídá depolarizaci síní. Maximální napěťová hodnota většinou nepřesahuje  $300 \mu\text{V}$ . Její frekvenční složky dosahují maximálně 10-15 Hz, s tím že maximum energie je především mezi nízkými frekvencemi viz Obr. č. 2. Doba trvání je kratší než 120 ms.

**QRS komplex** je nejvýraznější úsek EKG typický strmými náběžnými hranami. Odpovídá postupné depolarizaci komor. Maximální napěťová hodnota může dosáhnout 2-3 mV. Z hlediska frekvenčního rozsahu může obsahovat složky až do 50 Hz. Maximum energie QRS komplexu je mezi 5-20 Hz. Průměrná doba trvání u zdravého srdce je 80 ms.

**T vlna** odpovídá repolarizaci síní. Její frekvenční rozsah je podobně jako u P vlny do 10-15 Hz. Z Obr. č. 2 je patrné, že maximum výkonového spektra je blízké velmi nízkým frekvencím. Doba trvání T vlny je značně ovlivněna tepovou frekvencí, jelikož srdce při vyšší aktivitě zkracuje především dobu repolarizace. Obecně je udáván výskyt T vlny v intervalu 300 ms za QRS komplexem.



Obr. č. 2 Spektrální vlastnosti EKG signálu, převzato z [18].

**RR interval** je doba mezi dvěma R vlnami. Udává tak tepovou frekvenci srdce. Jeho trvání je značně ovlivněno aktivitou srdce. U zdravého srdce se udává tepová frekvence za klidu asi 70/min, což odpovídá RR intervalu přibližně 860 ms. Dle [11] je nejvyšší teoretická frekvence komorových stahů až 400/min. U srdce dospělého člověka však atrioventrikulární uzel nepřevede víc než 230/min (RR interval přibližně 260 ms) kvůli dlouhé refrakterní době. Trvání refrakterní fáze je při této tepové frekvenci přibližně 150 ms.

Další vybrané intervaly jsou uvedeny přehledově v tabulce

Tabulka č. 1 Intervaly na EKG, převzato z [11].

Interval	Normální trvání		Děje během intervalu
	Průměr	Rozsah	
PR <sup>1</sup>	0,18 <sup>2</sup>	0,12-0,20	depolarizace síní a AV vedení
QRS	0,08	do 0,10	depolarizace komor a repolarizace síní
QT	0,40	do 0,43	depolarizace a repolarizace komor
ST (QT-QRS)	0,32	...	repolarizace komor

<sup>1</sup>PR interval je měřen od začátku vlny P do začátku komplexu QRS.

<sup>2</sup>Dochází ke zkrácení s růstem tepové frekvence např. z průměru 0,18 při 70/min na 0,14 při 130/min.

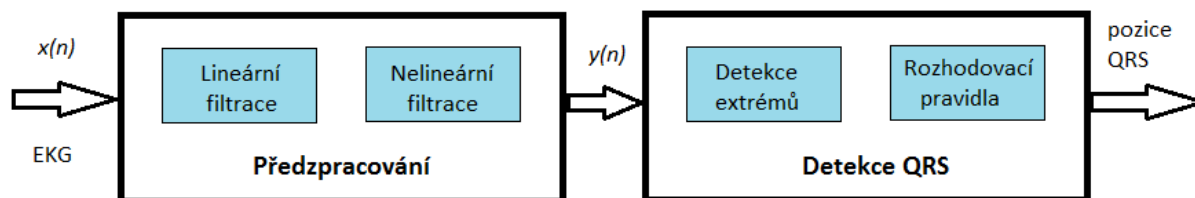
## 2 Detekce QRS komplexů

QRS komplex je z hlediska dalšího zpracování a rozměřování EKG signálu nejdůležitějším úsekem. Jeho strmé hrany a charakteristický frekvenční rozsah jsou dobrým předpokladem pro úspěšnou detekci. Může proto sloužit jako výchozí bod celé řady algoritmů pro automatickou analýzu. Využití nachází zejména v rozměřování signálu, určování srdeční tepové frekvence nebo kompresi EKG dat.

Pro zpracování přehledu metod bylo čerpáno z [9], [16] a [41].

### 2.1 Obecný detektor QRS komplexů

Při studiu algoritmů pro detekci QRS komplexů lze nalézt obecně společný postup. Jednotlivé metody se liší v realizaci jednotlivých kroků, ale snaží se docílit stejného cíle. Obecně se nejdříve předzpracuje EKG signál. Typicky se k tomu využívá lineárních i nelineárních filtračních metod. Dále probíhá samotná detekce QRS komplexu. Nejprve jsou detekovány extrémy a následně jsou pomocí rozhodovacího pravidla vybrány jednotlivé QRS komplexy.



Obr. č. 3 Obecné blokové schéma QRS detektoru [41].

Kvalitní předzpracování je nejdůležitější předpoklad úspěšného detektoru. Vzhledem k frekvenčním vlastnostem EKG signálu jsou k filtraci často využívány filtry typu dolní, horní nebo pásmová propust. Snaží se selektivně potlačit ostatní části EKG signálu (P vlnu, T vlnu, ...), artefakty (drift izoliny, síťový brum, ...) a myopotenciály. Po filtraci jsou zpravidla zvýrazněny některé charakteristické vlastnosti QRS komplexu. K tomu se využívá umocnění signálu na druhou, diferencí, nebo některé transformace.

Samotná detekce QRS komplexů je provedena prahováním předzpracovaného signálu. Práh může být buď statický, nebo se adaptivně měnit podle signálu. Cílem je najít extrémy,

které překračují práh, a tím detekovat komplexy QRS. Nakonec většina algoritmů pomocí rozhodovacího pravidla odstraňuje falešně pozitivní detekce.

Některé detektory mají navíc blok zpracování. Ten zpřesňuje časové pozice detekovaných QRS komplexů v EKG signálu, který vstupuje do analýzy.

## 2.2 Metody detekce QRS komplexů

Pro popis metod bylo zvoleno dělení na základě způsobu předzpracování signálu, kterým se jednotlivé přístupy k detekci QRS komplexu nejvíce odlišují. Samotné metody detekce charakteristického rysu QRS komplexu jsou často heuristické a závislé na předzpracování signálu.

### 2.2.1 Metody založené na počítání diferencí

Jde o nejstarší metody detekce QRS komplexů. V dnešní době se spíše využívá nových přístupů, proto zde bude uveden jen stručný přehled.

K předzpracování signálu je využita filtrace horní propustí, která je realizována pomocí počítání diferencí. Tímto způsobem jsou zvýrazněny strmé hrany QRS komplexu. K výpočtu lze využít například vztahu (1), kde je odečítán minulý vzorek od následujícího

$$y_1(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (1)$$

nebo jsou brány v úvahu i další minulé a následující vzorky s vyšší vahou

$$y_1(n) = 2x(n + 2) + x(n + 1) - x(n - 1) - 2x(n - 2). \quad (2)$$

Pokud není k dispozici následující vzorek, je vhodné použít vztah

$$y_1(n) = x(n) - x(n - 1). \quad (3)$$

Některé metody využívají druhou diferenci

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2). \quad (4)$$

Zvýrazněný rys QRS komplexu lze také získat lineární kombinací vypočtených diferencí například [9]

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)| \quad (5)$$

nebo dle [1], jako lineární kombinaci vyhlazené první difference a absolutní hodnotu druhé difference

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + |y_2(n)|. \quad (6)$$

Kde vyhlazenou první diferencí získáme jako lineární konvoluci dle vztahu

$$\tilde{y}_1(n) = \{0,25; 0,5; 0,25\} * |y_1(n)|. \quad (7)$$

Samotná detekce QRS komplexu nejčastěji probíhá pomocí prahu, který je srovnáván se signálem se zvýrazněným charakteristickým rysem QRS komplexu. Nejčastěji je volen adaptivní práh, který mění svoji hodnotu dle aktuálního průběhu EKG signálu, tak aby byl schopen reagovat na změny. Využívá se vztahu, který je aplikován na aktuální úsek EKG signálu

$$\theta_x = 0,3 \dots 0,4 \cdot \max[x]. \quad (8)$$

Přesnost detekce je obvykle podpořena dalšími heuristickými rozhodovacími pravidly, která mají omezit falešně pozitivní detekci. Patří mezi ně například nastavení času netečnosti detektoru nebo nastavení druhého prahu, abychom vyloučili některé úseky z detekce QRS komplexu.

## 2.2.2 Metody založené na číslicové filtraci

Jde o známé široce rozšířené metody, které k předzpracování signálu využívají filtrů typu horní propust, dolní propust, pásmová propust nebo některý z nelineárních typů filtrace. Tyto filtry mohou být spojeny paralelně i sériově a jejich výstupy lze lineárně nebo nelineárně kombinovat. Tyto metody mají mnoho variant, pro přehled je vybráno jen několik různých přístupů.

Dle autorů v [34] lze k filtraci využít dvou paralelně zapojených filtrů typu dolní propust s rozdílnou mezní frekvencí. Rozdíl mezi výstupy obou filtrů je v podstatě signál po filtraci pásmovou propustí  $y_1(n)$ , který je dále zpracován

$$y_2 = y_1 \left[ \sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (9)$$

Touto nelineární operací jsou relativně utlumeny malé hodnoty signálu a mírně vyhlazeny píky. Výsledný zvýrazněný rys je získán filtrací signálu  $y_2(n)$  s vyšší mezní frekvencí. Práh je volen adaptivní dle vztahu

$$\theta = \max[z(n)]/8. \quad (10)$$

Jiný přístup je ukázán v článku [8], který sice popisuje detekci pomocí neuronových sítí, ale ve své podstatě využívá číslicové filtrace. Signál se zvýrazněným rysem QRS komplexu  $z(n)$  je získán filtrací EKG signálu pomocí dvou různých pásmových propustí. Vyfiltrované signály jsou následně vynásobeny

$$z(n) = y_1(n) \cdot y_2(n). \quad (11)$$

Jestliže jsou dostatečně zastoupeny frekvenční složky QRS komplexu na výstupu obou signálů po filtraci, je ve výsledku zvýrazněn pík R vlny.

Podle autorů v [14] a [35] je signál předzpracován pásmovou propustí a následně diferencován. V dalším kroku je signál umocněn a průměrován. Samotný extrém je detekován, když hodnota vzorku signálu klesne pod polovinu posledního maxima signálu se zvýrazněným rysem. Novým maximem se stává hodnota v místě poklesu. Takto je získán vektor míst strmého poklesu signálu. Určení místa QRS komplexu je provedeno pomocí rozhodovacího bloku, který bere v úvahu vektor míst poklesu signálu, velikosti extrémů a úroveň šumu v daném místě signálu.

Jako alternativa jsou také využívány rekurzivní a nerekurzivní mediánové filtry [16]

$$y(n) = \text{median}[y(n-m), \dots, y(n-1), x(n), x(n+1), \dots, x(n+m)] \quad (12)$$

$$y(n) = \text{median}[x(n-m), \dots, x(n-1), x(n), x(n+1), \dots, x(n+m)]. \quad (13)$$

Dva mediánové filtry společně s vyhlazovacím filtrem tak slouží, jako pásmová propust. Další zpracování je obdobné, jako u [14] a [35].

### 2.2.3 Metody založené na vlnkových transformacích

V poslední době se nejvíce rozvíjí metody založené na vlnkových transformacích. Jejich výsledky jsou často lepší než u starších metod popsaných výše. Proto je tato problematika popsána podrobněji než předchozí.

Obecně je vlnková transformace časově-měřítkový rozklad, který vzniká korelací signálu s tzv. vlnkami. Jde o vžitý název pro funkce odvozené z obecně komplexní mateřské vlnky  $\psi(t)$  [41]

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (14)$$

ze které je odvozena rodina vlnek dilatací  $a$  a translací  $b$ . Energie jednotlivých vlnek je normalizována konstantou  $a^{-1/2}$ .

Základní dělení je na metody využívající spojitou vlnkovou transformaci a diskrétní vlnkovou transformaci. Spojitá vlnková transformace je definována ve [19] jako

$$y(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (15)$$

kde jsou oba parametry  $a$  a  $b$  spojitě. Jako diskrétní vlnková transformace spojitěho signálu je označována transformace s diskrétními hodnotami dilatace  $a$  a translace  $b$ . Lze ji definovat jako [19]

$$y(m,n) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-nb_0a_0^m}{a_0^m}\right) dt, \quad (16)$$

kde  $m$  je indexem kmitočtového měřítka a index  $k$  časové měřítka.



Často jsou pro parametry  $a_0$  a  $b_0$  voleny hodnoty 2 a 1. Ty zapříčiní logaritmickou stupnici dilatace a translace, která je nazývána dyadická. Nejčastěji využívanou variantou je potom dyadická vlnková transformace s diskrétním časem. [41]

Více metod vychází z práce Mallata a Hwanga [23], kteří zkoumali možnosti detekce a klasifikace rysů signálu na základě lokálních maxim koeficientů vlnkové transformace. Podle autorů se rysy ve zkoumaném signálu projeví dvojicemi opačných extrémů, které lze nalézt napříč několika měřítky vlnkové transformace. Ke klasifikaci nalezených rysů slouží lokální Lipschitzův exponent  $\alpha$ . Ten je vypočten z koeficientů vlnkové transformace  $WT$  vztahy

$$\alpha_j = \log_2 |WT(2^{j+1}, n^{j+1})| - \log_2 |WT(2^j, n^j)| \quad (17)$$

a

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2}. \quad (18)$$

První využití pro detekci QRS komplexu našel tento algoritmus v [20]. Je založen na hledání dvojic blízkých extrémů v daných měřících vlnkové transformace, které znamenají pravděpodobný výskyt R vlny. Pro tato místa je odhadnut Lipschitzův koeficient  $\alpha$ , jehož hodnota je pro R vlnu  $\alpha > 0$ . Dále se rozhoduje na základě několika heuristických rozhodovacích pravidel, jako znaménka a času výskytu extrému v daných měřících vlnkové transformace.

Zajímavou variantou je metoda, která využívá průchodů nulou získaných vlnkovou transformací z [22]. Je založena na rozeznávání vzoru v analyzovaném signálu. V první fázi se detektor učí na trénovací množině vzorů. Tím získá vektory charakterizující jednotlivé rysy, přičemž využívá reprezentace signálu pomocí průchodů nulou. V druhé hodnotící fázi, jsou brány úseky EKG signálu a jsou pro ně získávány vektory jednotlivých rysů, které jsou porovnávány s vektory rysů z trénovací množiny. Jestliže míra shody překročí stanovený práh, je detekována R vlna.

Příbuzné jsou metody s bankami filtrů. Příkladem může být metoda popsaná v [2], ve které autoři rozkládají signál bankou 32 filtrů, přičemž jednotlivá subpásma mají jednotnou frekvenční šířku. QRS komplex je detekován, když se objeví současně ve frekvenčních

subpásmech  $w_l$ ,  $l= 1, \dots, 4$ . Z jednotlivých pásem jsou následně odvozeny charakteristické signály dle vztahů

$$p_1(n) = \sum_{l=1}^3 |w_l(n)|, \quad (19)$$

$$p_2(n) = \sum_{l=1}^4 |w_l(n)|, \quad (20)$$

$$p_3(n) = \sum_{l=2}^4 |w_l(n)|. \quad (21)$$

Nakonec je nutné určit místa QRS komplexů za pomoci kombinace výše uvedených signálů  $p_1$ ,  $p_2$ ,  $p_3$  a pěti stupňové rozhodovací logiky.

#### 2.2.4 Metody založené na neuronových sítích

Tento druh metod se nejvíce uplatňuje u nelineárního zpracování a klasifikace signálu nebo optimalizace. Často bývají úspěšnější než metody založené na klasických lineárních přístupech. Jde také o relativně nové přístupy v oblasti detekce QRS komplexů.

Mezi nejvíce rozšířené druhy neuronových sítí, využívané pro zpracování EKG signálu, patří vícevrstvý preceptron (MLP – multilayer perceptron), funkce s radiální bází (RBF – radial basis function) a samoučící síť (LVQ – learning vector quantization). MLP síť je tvořena několika vrstvami propojených neuronů. Jednotlivé neurony představují funkci

$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i\right), \quad (22)$$

kde  $x_i$  je vstupní signál a  $w_i$  je jemu přiřazená váha. Funkce  $f(\dots)$  může být lineární nebo nelineární. Oproti tomu neurony RBF sítě představují funkci

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (23)$$

kde  $x(n)$  je vstupní signál,  $N$  počet neuronů,  $w_i$  koeficienty,  $c_i$  střední vektory a  $\sigma_i$  směrodatné odchylky. Metody založené na RBF síti jsou podobné metodám, které využívají fuzzy logiku. Výhodou metod RBF oproti MLP je možnost interpretace parametrů sítě. Díky tomu jsou výsledky metody více předvídatelné a spolehlivé. Poslední LVQ síť se skládá ze vstupní, soutěžící a lineární vrstvy. Probíhá zde automatické učení soutěžící vrstvy, jak klasifikovat vstupní vektory signálu do podtříd. Počet podtříd  $N$  je roven počtu soutěžících neuronů. Klasifikace je založena na euklidovské vzdálenosti mezi vstupním vektorem a váhovacím vektorem každého soutěžícího neuronu. Výsledkem je potom kombinace jednotlivých podtříd, které jsou řazeny do uživatelsky definovaných tříd. Tato činnost probíhá na úrovni lineární vrstvy.

Pro detekci QRS komplexů jsou neuronové sítě využívány, jako adaptivní nelineární prediktory. Je zde snaha odhadnout hodnotu současného vzorku  $x(n)$  z předcházejících hodnot  $x(n-i)$ ,  $i > 0$ . Většina průběhu EKG signálu jsou úseky mimo QRS komplex, proto jsou jednoduše predikovatelné na rozdíl od rychlého průběhu QRS komplexu. Této vlastnosti se využívá k detekci QRS komplexu, kdy je chyba odhadu  $e(n)$  mimo QRS komplex malá a během QRS komplexu náhle vzroste.

Jako příklad metod využívající MLP neuronovou síť mohou sloužit metody popsané v [40] a [44]. Síť je tvořena třemi vrstvami neuronů. Vstupem jsou časově zpožděné vzorky signálu, které jsou zpracovány vstupní vrstvou s osmi až deseti lineárními neurony. Ty jsou spojeny s druhou skrytou vrstvou, kterou tvoří tři až pět nelineárních neuronů. V poslední výstupní vrstvě je pouze jeden lineární neuron. Metoda v [40] trénuje neuronovou síť na specifické předem vybrané množině vzorků. Výhodou metody v [44] je trénování online při běhu detekce. Díky tomu je schopná reagovat na změny ve vstupním signálu. Výstup je zde také zpracován přizpůsobeným filtrem. Díky němu je dodatečně utlumeno zbytkové rušení.

### 2.2.5 Další metody

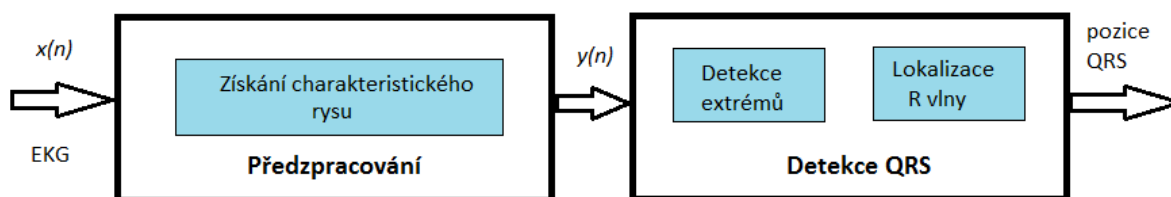
Výše uvedené metody detekce QRS komplexu založené na počítání diferencí, číslicových filtrech, vlnkových transformacích a neuronových sítích, tvoří v dnešní době základ většiny metod. Existují však i další zajímavé přístupy. Některé z nich jsou přehledově popsány v [9] a [16]. Můžeme zde nalézt metody založené na skrytých Markovových modelech, adaptivních filtrech, matematické morfologii, genetických algoritmech nebo Hilbertově transformaci. Do této skupiny metod patří také metoda založená na počítání průchodů nulou, kterou se blíže zabývá tato práce.

# 3 Metoda detekce QRS založená na počítání průchodů nulou

Tato metoda v sobě spojuje požadavky na nízké výpočetní nároky a vysokou účinnost detekce. Je založená na zvýraznění charakteristického rysu QRS komplexu, který je získán počítáním průchodů nulou. Tento rys je méně závislý na amplitudě signálu a je obecně robustnější proti patologickým změnám EKG signálu a šumu. Jde relativně novou metodu s novými přístupy publikovanou v článku [17]. Z něj bylo čerpáno při popisu metody.

## 3.1 Blokové schéma metody

Obecně lze postup algoritmu rozdělit na část, která předzpracuje signál a zvýrazní tak charakteristický rys signálu. V další části jsou detekovány extrémy a pomocí lokalizace R vlny určena umístění QRS komplexu.

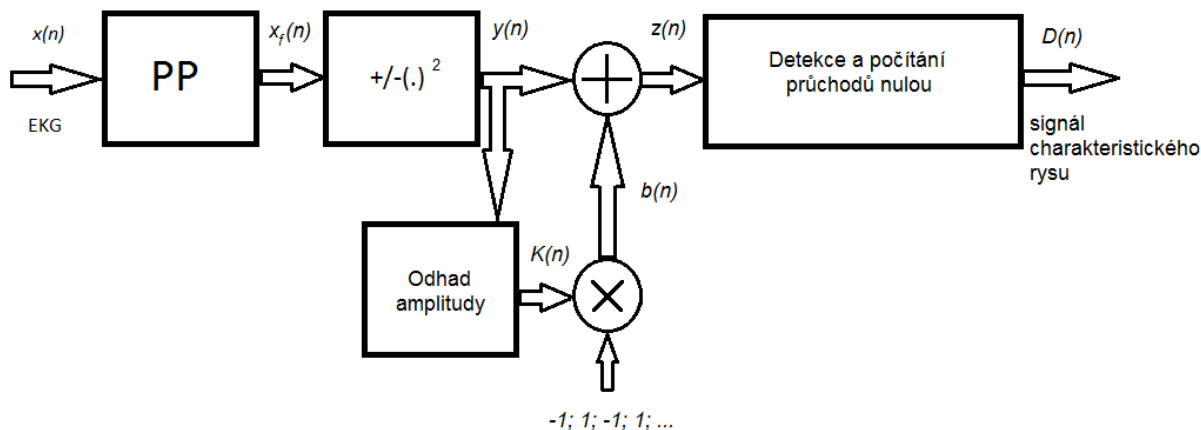


Obr. č. 4 Blokové schéma detekce QRS počítáním průchodů nulou [17].

V podkapitolách budou podrobně popsány jednotlivé bloky schématu.

## 3.2 Získání charakteristické vlastnosti

Algoritmus pro získání signálu se zvýrazněným charakteristickým rysem QRS komplexu se skládá z pásmové propusti, nelineární transformace, odhadu amplitudy vysokofrekvenční složky, přičtení vysokofrekvenční složky, detekce průchodů nulou a zjištění počtu průchodů nulou.



Obr. č. 5 Blokové schéma získání charakteristického rysu.

### 3.2.1 Lineární a nelineární filtrace

V prvním kroku jsou potlačeny P a T vlna, drift a vysokofrekvenční rušení, aby byl zvýšen poměr signál šum. K tomu je vhodné použít pro předzpracování pásmovou propust, jako u jiných konvenčních detektorů QRS komplexu. Vzhledem k frekvenčnímu rozsahu QRS komplexu do 50 Hz a frekvenčnímu rozsahu T a P vlny do 15 Hz (viz Kapitola 1) jsou dle [17] použity mezní frekvence 18 Hz a 35 Hz. Aby tento filtrovaný signál mohl být v další části algoritmu použit pro detekci R vlny, je nutné použít filtr s lineární fázovou odezvou. V opačném případě by nebylo možné přesně lokalizovat R vlnu.

V druhém kroku je pro zvýraznění QRS komplexu provedena nelineární transformace signálu

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n). \quad (24)$$

Do transformace nám vstupuje signál po filtraci pásmovou propustí  $x_f(n)$ . Výstupem je signál po nelineární transformaci  $y(n)$ , který je také později využit pro průběžnou lokalizaci R vlny.

### 3.2.2 Přidání vysokofrekvenční složky

Jelikož byly v předchozím kroku silně zeslabeny vysokofrekvenční složky pásmovou propustí, nedochází k výrazné oscilaci signálu kolem izoliny. Pro tuto metodu je k signálu po filtraci  $y(n)$  nutné přidat vysokofrekvenční složku  $b(n)$  o časově proměnné amplitudě  $K(n)$

$$b(n) = (-1)^n K(n), \quad (25)$$

$$z(n) = y(n) + b(n), \quad (26)$$

kde  $z(n)$  je výsledný signál s přidanou vysokofrekvenční složkou  $b(n)$ . Tím je dosaženo velkého počtu průchodů nulou v úsecích mimo QRS komplex a malého počtu průchodů nulou během trvání QRS komplexu.

Při nastavení časově proměnné amplitudy  $K(n)$  je snaha mimo komplex QRS dosáhnout stavu, kdy výsledný signál charakteristického rysu  $D(n)$  je roven hodnotě  $N$ . Pro metodu počítanou podle (29) je hodnota  $N$  rovna velikosti plovoucího okna, ve kterém počítáme průchody nulou. Pro metodu (30) je  $N=1$ , podrobněji popsáno níže (viz Kapitola 3.2.3). Mimo QRS komplex je snaha dosáhnout  $D(n) < N$ . Časově proměnná amplituda  $K(n)$  tedy nesmí být příliš malá, tak aby nebyl zašuměn signál  $D(n)$ , ale nesmí být zároveň moc velká, aby po celé délce nebylo  $D(n)=N$ . Proto je dle [17] časově variantní amplituda určena z následujícího vztahu

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c, \quad (27)$$

kde  $\lambda_K \in (0;1)$  je faktor zapomínání a  $c$  je konstanta zesílení (např.  $c=4$  dle [17]).

### 3.2.3 Počítání průchodů nulou

V posledním kroku je získán signál charakteristického rysu počítáním průchodů nulou. Nejprve jsou určeny průchody nulou, dle [17]

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right| \quad (28)$$

a následně určen počet průchodů nulou. K tomu lze využít například vztahu, kdy je sčítán počet průchodů nulou v okně délky  $N$

$$D(n) = \sum_{i=0}^{N-1} d(n-i). \quad (29)$$

Tento postup je možný, ale výsledná detekce je zpožděna o délku okna  $N$ . Jiný postup dle [17] nabízí výpočetně méně náročnou variantu se srovnatelnou kvalitou výsledného signálu charakteristického rysu  $D(n)$

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1 - \lambda_D) d(n), \quad (30)$$

kde  $\lambda_D \in (0;1)$  je faktor zapomínání.

### 3.3 Detekce extrémů

V signálu  $D(n)$  získaného předzpracováním je dále nutné detekovat výskyt extrémů, které odpovídají pozici QRS komplexu. K tomuto účelu je vhodné použít detektor s adaptivním prahem, aby byl schopen reagovat na změny v hodnotách extrému. Vztah popisující výpočet adaptivního prahu dle [17] je

$$\theta(n) = \lambda_\theta \theta(n-1) + (1 - \lambda_\theta) D(n), \quad (31)$$

kde  $\lambda_\theta \in (0;1)$  je faktor zapomínání.

Vypočtený práh  $\theta(n)$  je porovnáván se signálem  $D(n)$ . V místě sestupu pod práh lokalizujeme začátek charakteristického rysu QRS komplexu v následném místě vzestupu nad práh lokalizujeme konec charakteristického rysu QRS komplexu. Jelikož signál  $D(n)$  není vždy ideálně vyhlazený, může docházet ke kolísání a tím i k falešné detekci dvou událostí v těsné blízkosti. Aby se zabránilo falešně pozitivním detekcím, lze nastavit čas netečnosti detektoru od konce charakteristické vlastnosti QRS komplexu, po kterou detektor nedetekuje další začátek charakteristické vlastnosti QRS komplexu. Tento čas volíme s ohledem na maximální možnou teoretickou tepovou frekvenci, která je omezena dobou minimální refrakterní fáze (viz Kapitola 1). Dále je užitečné podobně omezit dobu, za kterou se začne vyhledávat vzestup nad práh. Ideálně na průměrnou délku trvání QRS komplexu.

### 3.4 Lokalizace R vlny

Posledním krokem je detekce R vlny, jakožto nejvýraznějšího úseku QRS komplexu. Je snaha detekovat její lokální extrém. Záleží, ze kterého svodu je snímán EKG signál. Podle uspořádání elektrod vůči srdci jde buď o lokální maximum, nebo minimum. Výběr maxima nebo minima lze v algoritmu vyřešit jednoduchou rozhodovací logikou, kdy porovnáváme

absolutní hodnoty v daném úseku. Místo detekce R vlny je omezeno začátky a konci charakteristického rysu QRS komplexů, které jsme získali v předchozím kroku.

K samotné detekci je použit  $y(n)$ , signál po filtraci pásmovou propustí a následné nelineární transformaci (viz Kapitola 3.2.1). K výsledné pozici R vlny je třeba započítat zpoždění způsobené filtrací pásmovou propustí.

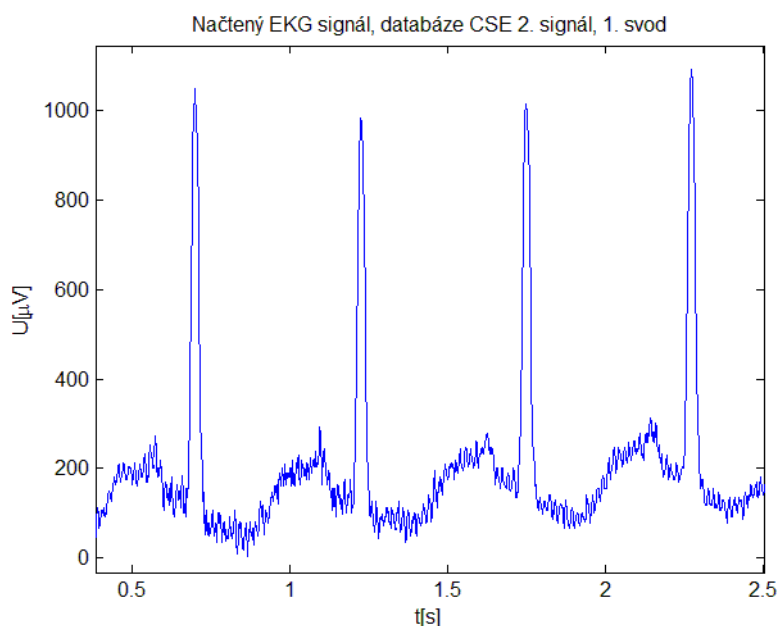


## 4 Vlastní realizace metody detekce QRS založené na počítání průchodů nulou

V této kapitole jsou popsány jednotlivé kroky vlastní realizace QRS detektoru založeného na počítání průchodů nulou. Vychází se z principů popsaných v Kapitole 3. Obecný postup je shrnut v blokovém schématu na Obr. č. 4.

### 4.1 Předzpracování EKG signálu

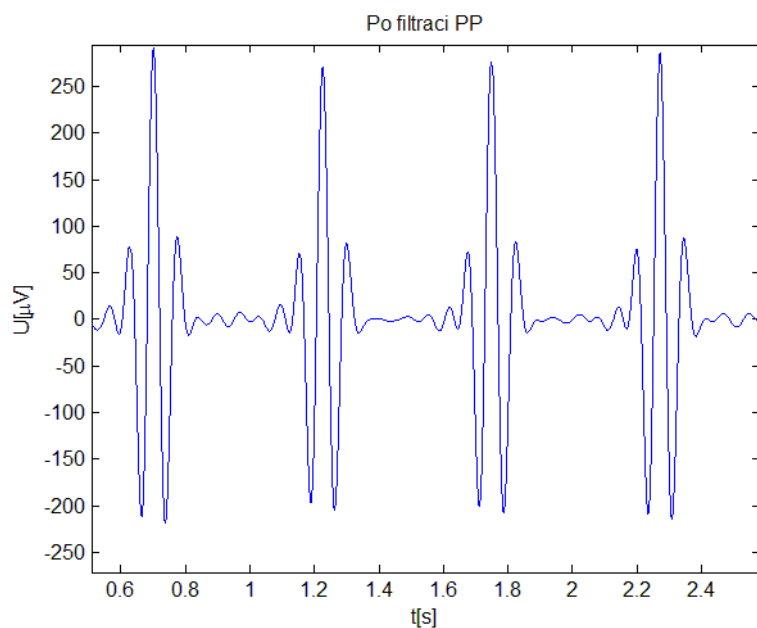
Po načtení zpracovávaného EKG záznamu vstupuje signál do první části tj. předzpracování signálu, na jehož konci je signál se zvýrazněným charakteristickým rysem. Jednotlivé kroky jsou přehledně uvedeny v blokovém schématu na Obr. č. 5. Pro názornou ukázkou funkce algoritmu, byl vybrán záznam 2. signálu 1. svodu z 12 svodových záznamů EKG signálu CSE databáze.



Obr. č. 6 1. svod 2. signálu z 12 svodového EKG záznamu CSE databáze.

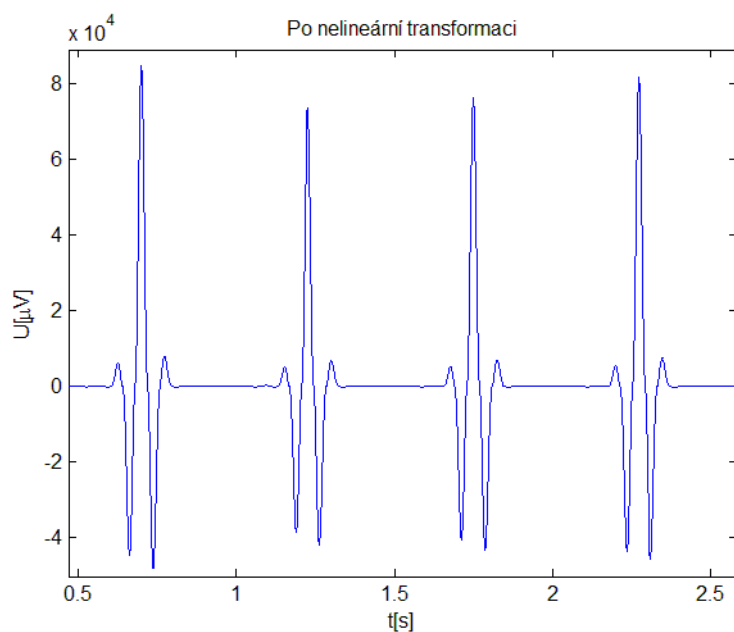
V prvním kroku předzpracování je signál filtrován pásmovou propustí. Kvůli splnění požadavků na filtr (viz Kapitola 3.2.1) byl zvolen FIR filtr (FIR - finite impulse response, filtr s konečnou impulsní charakteristikou) s Hammingovým oknem a délkou impulsní charakteristiky 95. Jako výchozí nastavení mezních frekvencí slouží doporučení dle [17], tedy

dolní mez  $d_m=18$  Hz a horní mez  $h_m=35$  Hz. Parametry výchozího nastavení pásmové propusti jsou vstupem do další optimalizace metody. Výstupem je signál na Obr. č. 7.



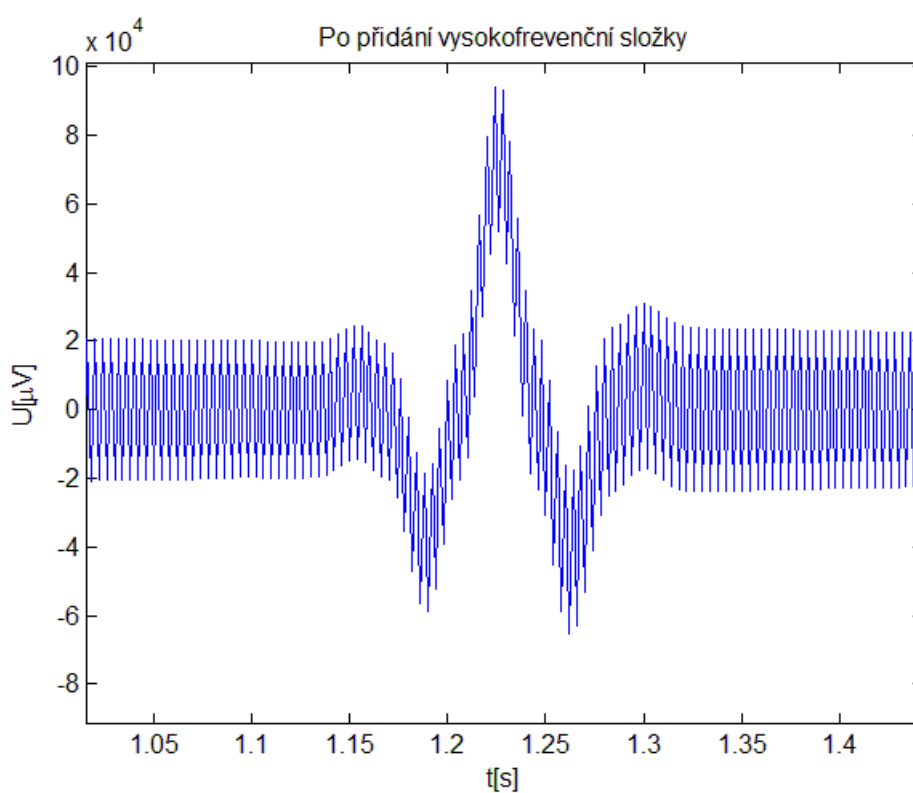
*Obr. č. 7 EKG signál po filtraci pásmovou propustí.*

V druhém kroku zvýraznění QRS komplexu je signál nelineárně transformován dle vztahu (24). Výsledkem je signál na Obr. č. 8.



*Obr. č. 8 Signál po nelineární transformaci.*

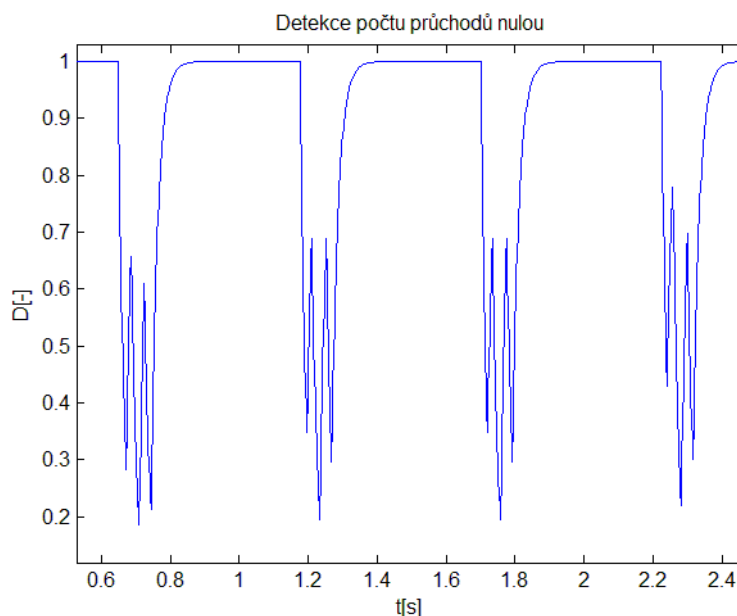
Následně je k signálu přidána vysokofrekvenční složka s amplitudou vypočtenou dle vztahu (27). Výchozí nastavení konstanty  $c$  bylo zvoleno dle [17]  $c=4$ . Konstanta zapomínání  $\lambda_K$  byla při pro potřeby výchozího nastavení heuristicky nastavena na  $\lambda_K=0,999$ . Tím je dosaženo mnohem větší vlivu předcházejících prvků než současného prvku signálu po filtraci  $y(n)$ . Konstanta  $c$  a  $\lambda_K$  jsou dalšími parametry, které jsou vstupem do optimalizačního algoritmu. K výpočtu je nutné nastavit inicializační hodnotu prvního prvku  $K(1)$ . Ten byl určen jako směrodatná odchylka signálu po nelineární transformaci  $y(n)$ . Její hodnota řádově odpovídá amplitudám  $K(n)$ . Na Obr. č. 9 vidíme detail jednoho QRS komplexu s přidanou vysokofrekvenční složkou.



Obr. č. 9 Signál po přidání vysokofrekvenční složky.

V posledním kroku je získán signál s charakteristickým rysem QRS komplexu. Jednotlivé vzorky signálu jsou vypočteny dle vztahu (30). Konstanta zapomínání  $\lambda_D$  byla pro výchozí nastavení určena heuristicky jako  $\lambda_D=0,900$ . Tato konstanta je též vstupním parametrem optimalizačního algoritmu. Pro výpočet je též nutno nastavit inicializační hodnotu prvního prvku  $d(1)$ . Zde je vycházeno z předpokladu, že je obecně větší

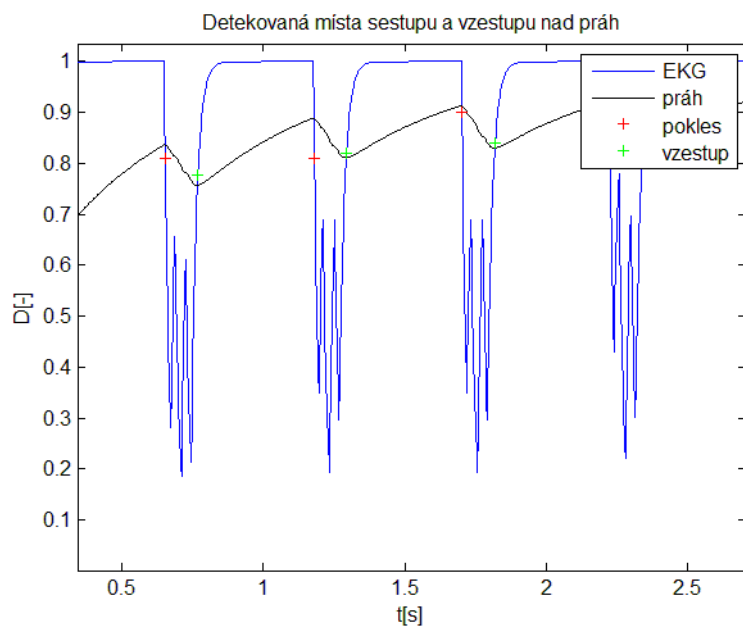
pravděpodobnost výskytu úseku mimo QRS komplex (viz Kapitola 1). Proto je prvek nastaven na  $d(I)=1$ . Výstupní signál bloku předzpracování je zobrazen na Obr. č. 10.



Obr. č. 10 Signál se zvýrazněným rysem QRS komplexu.

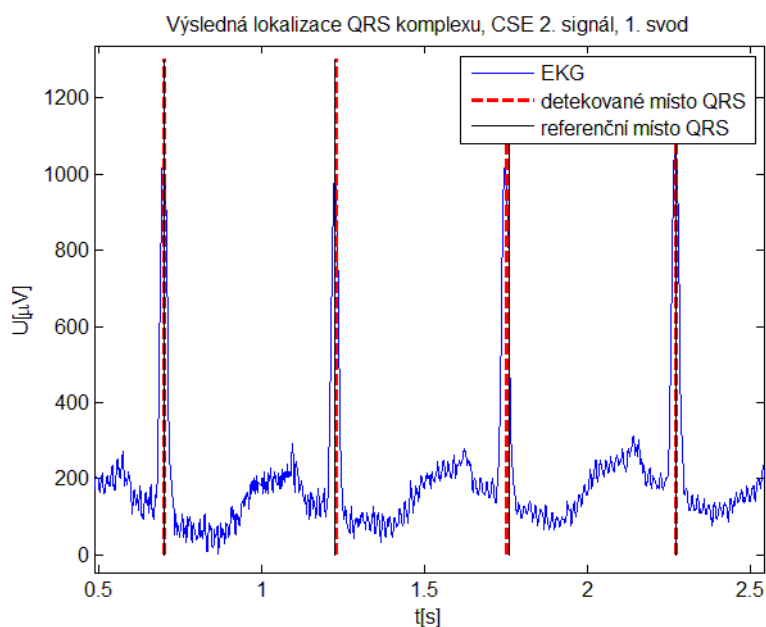
## 4.2 Detekce QRS komplexů

V druhé části programu jsou detekovány extrémy v předzpracovaném signálu. Děje se tak porovnáním signálu s adaptivním prahem. Ten je počítán dle vztahu (31), kde je konstanta zapomínání  $\lambda_\theta$  také heuristicky nastavena. Zde na hodnotu  $\lambda_\theta=0,996$ . Tato konstanta je posledním z parametrů, který vstupuje do optimalizačního algoritmu. Je též nutné inicializovat první hodnotu adaptivního prahu  $\theta(I)$ . V nastavení hodnoty se vycházelo ze vztahu (8) s tím rozdílem, že v tomto případě jde o lokální minimum. Proto výchozí hodnota prahu byla určena jako  $\theta(I)=0,6d(I)$ . Při nastavení doby netečnosti detektoru se vycházelo z minimální doby refrakterní fáze (viz. Kapitola 1), čas byl nastaven na  $t_{ref}=150$  ms. Obdobně byla určena průměrná doba trvání QRS komplexu  $t_{QRS}=80$  ms. Na Obr. č. 11 je zřetelné postupné přizpůsobení adaptivního prahu. Místa detekovaného sestupu a vzestupu nad práh jsou vždy zpožděna oproti průsečíku signálu se zvýrazněným rysem a prahu. To svědčí o mírném zpoždění reakce detektoru.



Obr. č. 11 Detekovaná místa sestupu a vzestupu nad práh.

Nakonec jsou v signálu  $y(n)$  po nelineární transformaci určeny lokální extrémy (minima resp. maxima) v úsecích ohraničených detekovanými místy poklesu a vzestupu nad práh. Tím je lokalizována přibližné místo R vlny. Na následujícím Obr. č. 12 je znázorněn úspěšný výsledek detekce QRS komplexů.



Obr. č. 12 Výsledek detekce QRS komplexů.

## 5 Optimalizační algoritmus

Optimalizačními algoritmy se v dnešní době zabývají celé vědní disciplíny. Této problematice bylo věnováno velké množství publikací různých autorů. Proto budou v této kapitole pouze stručně nastíněny principy optimalizace. Dále je potom blíže popsán použitý optimalizační algoritmus pro naši práci.

### 5.1 Definování optimalizačního problému

Obecně lze optimalizaci definovat jako proces hledání nejvhodnějšího ("optimálního") řešení. Tato vhodnost řešení je obvykle uživatelsky definovaná a vychází z reálných limitů metody. Zde budou uvažovány pouze případy, kde existuje více řešení daného problému v definované  $d$ -rozměrné souvislé oblasti  $D$ , ze kterých je hledáno globální optimum [39]:

$$D = \langle a_1, b_1 \rangle \times \langle a_2, b_2 \rangle \times \dots \times \langle a_d, b_d \rangle = \prod_{i=1}^d \langle a_i, b_i \rangle, \quad (32)$$

kde pro hranice prostoru platí  $a_i < b_i$ ,  $i=1, 2, \dots, d$ . V každém bodu tohoto prostoru lze s definovanou přesností určit řešení účelové funkce  $f(x)$ . Samotná optimalizace se zabývá hledáním minima nebo maxima účelové funkce změnou hodnot stavových proměnných [39].

V našem případě je tedy hledáno optimální nastavení deseti stavových proměnných. Parametry pásmové propusti  $d_m$ ,  $h_m$  a  $n$ , časy netečnosti detektoru  $t_{ref}$  a  $t_{QRS}$ , faktory zapomínání  $\lambda_k$ ,  $\lambda_D$  a  $\lambda_\theta$ , konstanta zesílení  $c$  a inicializační hodnota prahu  $p_D$ . Účelová funkce je v našem případě úspěšnost QRS detektoru definovaná jako  $\min(Se, P^+)$  viz Podkapitola 7.2.1. Její hodnota má být maximalizována v ideálním případě na  $\min(Se, P^+)=1$ .

### 5.2 Úplné prohledávání

Tato metoda je nejjednodušší z hlediska implementace. Celá oblast stavových proměnných  $D$  je celá systematicky prohledávána. Nepřesnost je způsobena pouze zvolenou vzorkovací frekvencí rozsahů stavových proměnných. Výhodou metody je jistota nalezení optimálního řešení pro dané vzorkování stavových proměnných. Nevýhodou jsou velké výpočetní nároky tohoto algoritmu, které exponenciálně stoupají s každou další dimenzí prostoru. Tedy v našem případě při  $d=10$  by v případě 10 vzorků na každou proměnnou bylo třeba vypočítat účelovou

funkci pro  $10^{10}$  případů. Proto tato metoda nebyla zvolena pro řešení našeho optimalizačního problému. [15]

### 5.3 Stochastické algoritmy

Tyto algoritmy je vhodné použít ve chvíli, kdy kvůli charakteru optimalizační úlohy selhává řešení pomocí deterministických algoritmů. Jejich použití negarantuje nalezení řešení v konečném počtu kroků, ale při vhodně zvolené metodě často vede k použitelnému řešení za přijatelný čas.

Hledání globálního optima je založeno na heuristickém prohledávání prostoru  $D$ . Tedy je využíváno náhody, intuice, analogie a zkušenosti. Jednotlivé stochastické algoritmy se liší ve využívané heuristice. Ty často vycházejí z postupů využívaných při rozhodování v běžném lidském životě nebo hledají inspiraci v jiných přírodních společenstvech. [39]

V této kapitole bude popsáno pouze několik příkladů metod založených na stochastických algoritmech.

#### 5.3.1 Simplexová metoda

Jde o jednu ze základních stochastických metod, která je též nazývána jako Nelder-Meadův algoritmus. Tito autoři publikovali první verzi tohoto algoritmu již v roce 1965. Z tohoto základního principu vychází celá řada dalších modifikací, které jsou i dnes hojně využívány. Při popisu metody bylo čerpáno z [39].

Simplex  $S$  je definován, jako množina nekomplanárních bodů  $d + 1$  v definovaném prostoru  $D$ ,

$$S = \{x_1, x_2, \dots, x_{d+1}\}. \quad (33)$$

V dalším kroku jsou nalezeny body s nejnižší  $x_L$  a nejvyšší  $x_H$  funkční hodnotou

$$x_H = \arg \max_{x \in S} f(x), \quad (34)$$

$$x_L = \arg \min_{x \in S} f(x). \quad (35)$$

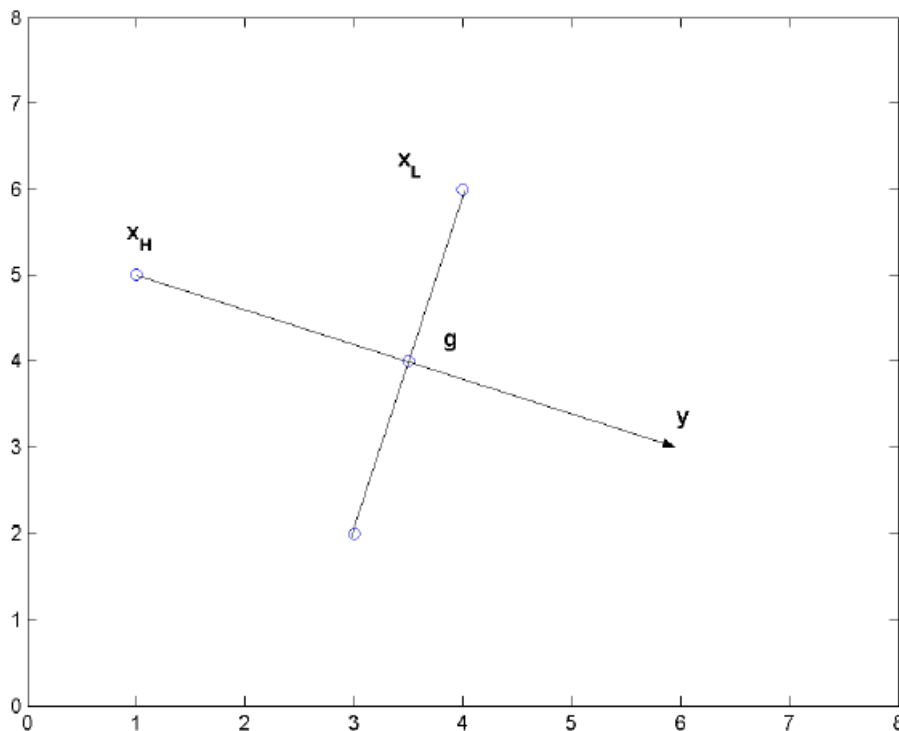
Která z hodnot bude odstraněna, závisí na tom, je-li hledáno minimum nebo maximum. Dále bude uvažován případ hledání minima. Vypočte se těžiště všech bodů simplexu bez nejhoršího bodu z hlediska optimalizace tedy bez  $x_H$

$$g = \frac{1}{d} \left( \sum_{x \in S} x - x_H \right). \quad (36)$$

Poté je hledán nový bod  $y$  lepší z hlediska optimalizace  $f(y) < f(x_H)$ , aby nahradil nejhorší bod. K tomu se v základní verzi algoritmu využívá nejprve reflexe. V případě, že s její pomocí není nalezen lepší bod, se aplikuje redukce. Reflexí simplexu je myšleno překlopení  $x_H$  přes těžiště  $g$

$$y = g + (g - x_H) = 2g - x_H. \quad (37)$$

Názorně na Obr. č. 13 pro případ  $d=2$ :



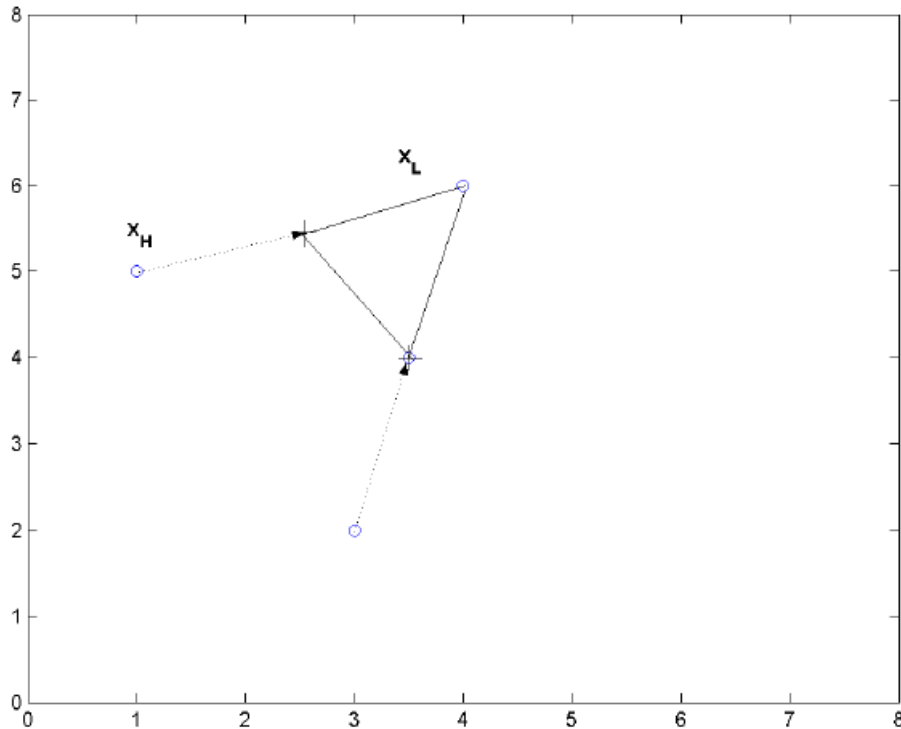
Obr. č. 13 Reflexe simplexu pro  $d=2$ , převzato z [39].

Jestliže nový bod nesplňuje  $f(y) < f(x_H)$ , je aplikována redukce, tedy přiblížení ostatních bodů simplexu k nejlepšímu bodu na poloviční vzdálenost



$$x \leftarrow \frac{1}{2}(x + x_L), x \in S, x \neq x_L. \quad (38)$$

Příklad redukce pro  $d=2$ :



Obr. č. 14 Redukce simplexu pro  $d=2$ , převzato z [39].

Dalšími často využívanými operacemi jsou například expanze a kontrakce simplexu.

Výhodou této metody je její jednoduchost a je relativně výpočetně nenáročná. Tato metoda je však účinná především pro lokální optimalizaci. Proto jsme se nerozhodli ji jako takovou použít pro optimalizaci. Obdoba jejího principu byla však využita v části dále popsané metody využití pro optimalizaci.

### 5.3.2 Genetické algoritmy

Jde o optimalizační metody inspirované genetikou a přirozeným výběrem. Populace jedinců, kteří představují jednotlivá řešení, podléhá podle specifických pravidel evolučnímu vývoji. Za základ genetických algoritmů (zkráceně GA) je považována práce Johna Hollanda z roku 1975. Od té doby byly rozpracovány mnoha autory a použity v celé řadě aplikací. Při zpracování přehledu jsme vycházeli z [15] a [39].

Jak již bylo zmíněno, genetické algoritmy obrazem evolučního vývoje organismů založeném na genetické dědičnosti a darwinovským bojem o přežití. Každému jedinci

z populace odpovídá jeden chromozom. Ten je definován jako vektor stavových proměnných, které se nazývají alely. V původní podobě metody byl tento vektor v binární reprezentaci. Lze ale využít i reprezentace hodnot s pohyblivou řádovou čárkou u tzv. "spojitých" genetických algoritmů. Celou populaci pak tvoří matice  $M \times N$ . Kde  $M$  je počet jedinců a  $N$  počet proměnných pro optimalizaci. Výchozí matice reprezentující populaci bývá zpravidla náhodně vygenerována. Rozsahy stavových proměnných musí být předem určeny. Pro každého jedince je potom vypočtena tzv. fitness, tedy schopnost přežít a množit se. Jako fitness je obvykle využit výsledek výpočtu účelové funkce.

V druhé fázi jsou vybíráni kvalitnější jedinci a ti podléhají křížení. Z nich vznikají noví jedinci, kteří nahrazují horší jedince, kteří nevstupovali do křížení. Tak vzniká nová generace celé populace. Aby celá populace nezávisela pouze na inicializační matici populace a nehrozilo riziko uvíznutí v lokálním extrému, podléhá populace mutaci. Většinou jde o náhodnou změnu náhodně vybrané proměnné (alely) u náhodně vybraného jedince (chromozomu).

Algoritmus je ukončen při splnění podmínky ukončení. Tou může být maximální počet iterací, nadprahová relativní četnost jedinců nebo dosažení požadované hodnoty účelové funkce.

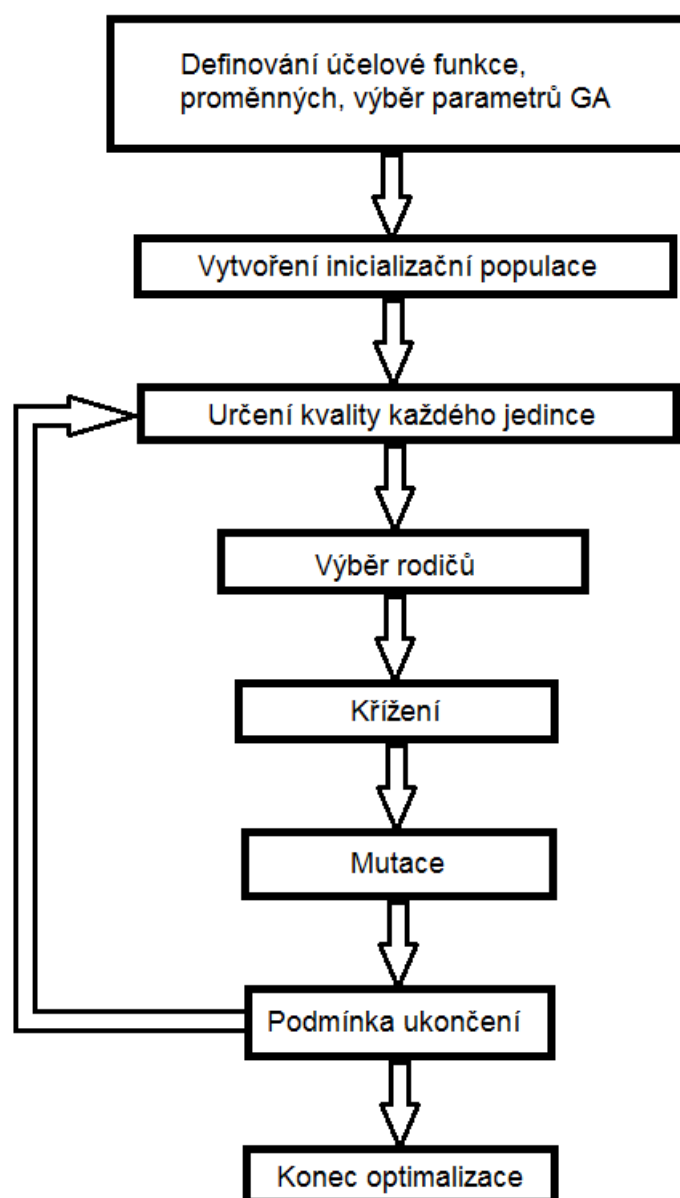
Genetické algoritmy mají celou řadu výhod. Například do optimalizace můžou vstupovat spojité i diskrétní hodnoty, není třeba derivovat účelovou funkci, současně prohledávají širokou oblast, pracují s velkým množstvím proměnných a dokážou se vymanit z lokálního minima. Zároveň se hodí pro práci s proměnnými, které mají mezi sebou různou míru závislosti.

Tyto vlastnosti byly důvodem k vybrání genetického algoritmu, jako základu pro náš optimalizační algoritmus.

## 5.4 Vlastní realizace genetického algoritmu

Pro naši realizaci byla vybrána varianta genetického algoritmu s tzv. pohyblivou desetinou čárkou, jinak též označována "spojitý" genetický algoritmus. Její výhodou je zjednodušení a zrychlení algoritmu oproti binární variantě, protože nevyžaduje kódování a dekódování hodnot. Jde též o přehlednější a paměťově méně náročnou reprezentaci proměnných [15].

Na Obr. č. 15 je znázorněno blokové schéma našeho algoritmu, které bude v následujících podkapitolách blíže popsáno.



Obr. č. 15 Blokové schéma genetického optimalizačního algoritmu se spojitými proměnnými dle [15].

#### 5.4.1 Inicializace proměnných a parametrů GA

Jak již bylo zmíněno, pro naše účely je účelovou funkcí úspěšnost QRS detektoru, definovaná jako  $\min(Se, P^+)$ . Toto kritérium bylo zvoleno s ohledem na charakter řešené úlohy. Cílem naší optimalizace je QRS detektor s tak nastavenými parametry, aby byla jeho  $Se$  i  $P^+$  co nejblíže hodnotě 1. Zároveň nechceme, aby se jedna nebo druhá hodnota neúměrně zvýšila na úkor druhé (více viz Podkapitola 7.1).

U stavových proměnných bylo třeba stanovit rozumné rozsahy hodnot. Na jednu stranu bylo dbáno na to, aby nebyly omezeny možnosti optimalizace metody. Na druhou stranu aby nebyl zbytečně prohledáván prostor, který nemá logický význam. Námi zvolené hranice pro optimalizované proměnné jsou přehledově uvedeny níže, viz Tabulka č. 2.

Tabulka č. 2 *Prohledávané rozsahy proměnných*

Proměnná	Význam	Dolní hranice	Horní hranice
$d_m$	dolní mez pásmové propusti	8 Hz	29 Hz
$h_m$	horní mez pásmové propusti	30 Hz	50 Hz
$n$	délka impulsní charakteristiky	50	205
$c$	konstanta zesílení	1	20
$t_{ref}$	doba netečnosti po konci QRS	0,132 s	0,180 s
$t_{QRS}$	doba netečnosti po začátku QRS	0,060 s	0,130 s
$\lambda_K$	faktor zapomínání amplitudy	0,000 001	0,999 999
$\lambda_D$	faktor zapomínání char. rysu	0,000 001	0,999 999
$\lambda_\theta$	faktor zapomínání prahu	0,000 001	0,999 999
$p_D$	inicializační hodnota prahu	10 %	90 %

U proměnných  $d_m$ ,  $h_m$ ,  $n$  a  $c$  byla vzhledem k charakteru proměnných přesnost omezena na celá čísla. U časových proměnných  $t_{ref}$  a  $t_{QRS}$  je přesnost dána vzorkovací frekvencí analyzovaného signálu. Tedy  $1/500 \text{ Hz} = 0,00200 \text{ s}$  pro CSE databázi a  $1/360 \text{ Hz} = 0,00278 \text{ s}$  pro MIT-BIH databázi (více viz Kapitola 6). Pro zbylé proměnné  $\lambda_K$ ,  $\lambda_D$ ,  $\lambda_\theta$  a  $p_D$  nebyly hodnoty uměle zaokrouhlovány a byla ponechána přesnost definovaná softwarem.

Při nastavování hranic se vycházelo z teoretických poznatků shrnutých v Kapitole 4. Bylo vyzkoušeno několik různě velkých rozsahů. Dále byly některé hranice empiricky upraveny.

U parametrů pásmové propusti bylo dbáno na zamezení překrytí dolní a horní hranice. Stanovená hranice 29 resp. 30 Hz je zhruba uprostřed celého rozsahu 8 až 50 Hz. Spodní hranice byla volena s ohledem na frekvenční rozsahy QRS komplexu, P a T vlny, tak aby byla dána šance téměř celému frekvenčnímu rozsahu QRS komplexu. Horní hranice 50 Hz pak ohraničuje frekvenční rozsah QRS komplexu shora. Délka impulsní charakteristiky byla volena s ohledem na požadovanou minimální kvalitu filtru a na druhé straně tak, aby nedošlo k neúměrnému zvýšení výpočetní náročnosti.

Konstanta zesílení byla stanovena empiricky, protože dle [17] není jasně dán rozsah.

U hranic času refrakterní fáze a trvání QRS komplexu se rozšířil fyziologický rozsah na jeho limity a bylo počítáno s tím, že při přílišném překročení hranic dojde k selhání detektoru, což povede k vyřazení jedince s touto hodnotou.

Faktory zapomínání bylo cílem, co nejméně omezit a tudíž jim byl dán prakticky neomezený rozsah od hodnot téměř rovných 0 až po hodnoty téměř rovné 1.

Inicializační hodnota prahu byla empiricky mírně omezena na 10 – 90 %  $d(I)$ .

V posledním kroku je třeba před spuštěním algoritmu určit počet jedinců, maximální počet iterací a pravděpodobnost mutace. Poslední dva zmíněné parametry budou řešeny v dalších podkapitolách. Počet jedinců bylo třeba volit s ohledem na počet proměnných a výpočetní náročnost celého algoritmu. Obecně lze říci, že čím více je proměnných, tím je větší prohledávaný prostor a tím víc je potřeba jedinců k vyhledání globálního optima. Ve výsledku převážila potřeba získat přiměřeně přesné výsledky za přijatelný čas. Více bude diskutováno v Podkapitole 5.4.5.

#### 5.4.2 Inicializační populace a určení kvality jedinců

První populace byla získána vygenerováním náhodné matice velikosti  $M \times N$  s čísly v rozsahu od 0 do 1 tedy normalizovanými hodnotami proměnných  $p_{norm}$ . Jednotlivé proměnné  $p_i$  byly potom převedeny na rozsahy proměnných, viz (32) dle vztahu [15]

$$p_i = (b_i - a_i)p_{norm} + a_i. \quad (39)$$

Kvalita jedinců je určena zavoláním funkce QRS detektoru a vyhodnocením úspěšnosti detekce pro danou část standardní databáze. Jako kvalita je brána  $\min(Se, P^+)$ , viz Podkapitola 7.2.1.

#### 5.4.3 Selektce a křížení

V těchto operacích se nejvíce liší jednotlivé varianty GA. Bylo vycházeno z teoretických a praktických zkušeností z [29] a [15]. Základ tvoří algoritmy využívané v [29], které byly přepsány pro řešení našeho optimalizačního problému.

Jako kritérium selektce pro křížení byla určena lepší polovina jedinců na základě účelové funkce. Tedy jedinci s vyšší hodnotou  $\min(Se, P^+)$ . Tato polovina vstupovala do křížení.

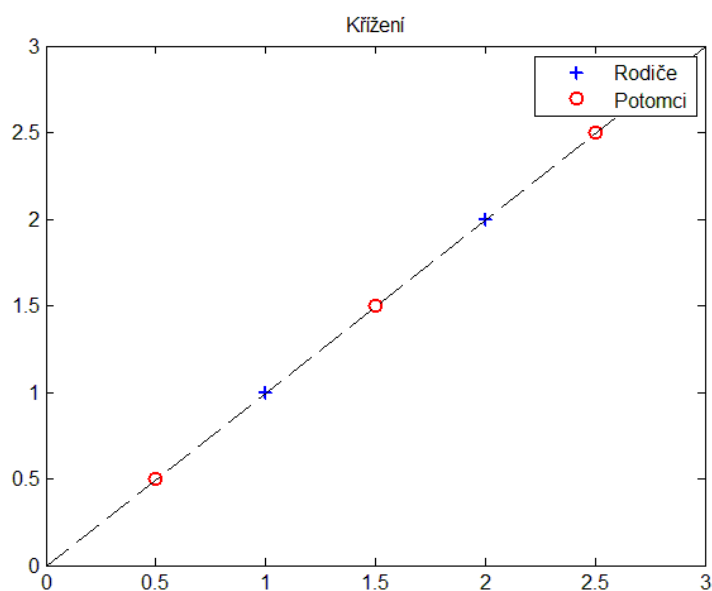
Pro účely křížení byla vybrána jedna z variant popsaná v [29], jejímž autorem je Wright. Ten na rozdíl od jiných variant křížení pouze nezaměňuje proměnné mezi rodiči, ale také získává v potomcích novou informaci. Tím je snížena závislost na náhodném vygenerování původní generace a nová informace není zanášena pouze mutacemi, čímž se proces více blíží biologické inspiraci metody. Z lepší poloviny jedinců jsou náhodně vybíráni vždy dva jedinci  $p_{r1}$  a  $p_{r2}$ , kteří budou tzv. rodiči pro další generaci jedinců. Z nich jsou dle následujícího vztahu vygenerováni tři potomci  $p_{n1-3}$  [15]

$$p_{n1} = 0,5p_{r1} + 0,5p_{r2}, \quad (40)$$

$$p_{n2} = 1,5p_{r1} - 0,5p_{r2}, \quad (41)$$

$$p_{n3} = -0,5p_{r1} + 1,5p_{r2}. \quad (42)$$

Pro každého potomka je vypočítána jeho kvalita a do další generace jsou vzati dva lepší potomci. Tato varianta křížení je podobná hledání nového lepšího jedince v simplexové metodě viz Podkapitola 5.3.1. Pro lepší představu je na Obr. č. 16 ukázán příklad křížení pro prostor dimenze  $d=2$ .



Obr. č. 16 Ukázka křížení pro případ prostoru rozměru  $d=2$ .

Na rozdíl od simplexové metody nezasahuje od hledání nejhorší jedince. Prohledávaný prostor je z tohoto pohledu omezen na přímku. Nový jedinec tak vzniká v těžišti obou rodičů

nebo se vzdaluje směrem od druhého z rodičů. V případě našeho  $d=10$  je ale úloha složitější a jsme limitováni schopností naší představivosti, ve které běžně uvažujeme.

Dalším problémem, který je při této variantě křížení třeba řešit, je únik proměnných z jejich definovaného rozsahu. V původním provedení metody byla proměnná, která překročila hranice, zahozena na úkor dvou dalších. V našem případě jsme využili také často používané korekce proměnných, kdy byla této proměnné přiřazena hodnota hranice, kterou překročila [15].

#### 5.4.4 Mutace

Aby nedocházelo k uvíznutí v lokálních extrémech, využívají GA v různých obměnách mutací. Jedná se o heuristický prvek celé metody. Projevuje se v něm nejvíce vlastní zkušenost autorů algoritmu při řešení konkrétního problému. Jako dobře využitelná byla shledána varianta z [29], ve které byly udělány dílčí úpravy pro dané rozsahy proměnných.

K mutaci zde může dojít s definovanou pravděpodobností, která byla empiricky nastavena na hodnotu 0,1. Každá proměnná (alela) matice populace může s touto pravděpodobností zmutovat podle vztahu

$$p_{mut} = p_i + (b_i - a_i)(r - 0,5). \quad (43)$$

Kde  $r$  je náhodné číslo od 0 do 1, které je násobeno rozsahem hodnot proměnných. I v tomto případě byla zavedena stejná korekce při překročení hranic hodnot proměnných jako u křížení.

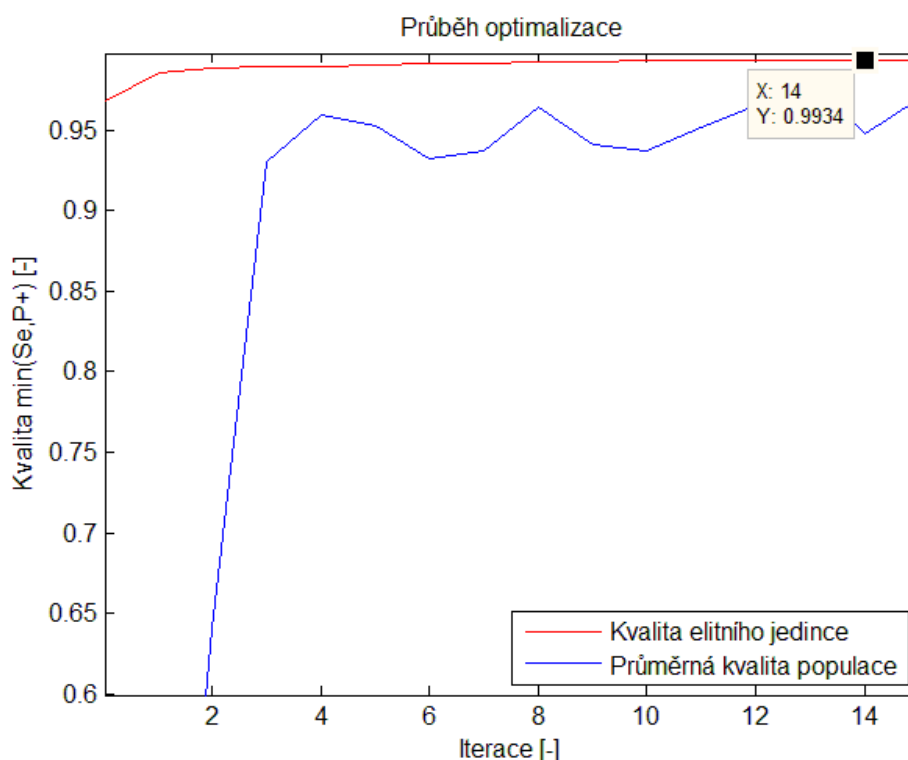
Z původní verze algoritmu [29] bylo vynecháno postupné utlumování vlivu mutaci s každou další generací. V případě našeho optimalizačního problému docházelo k předčasné konvergenci metody a nedařilo se nám tím nalézt lepší řešení.

Zajímavým variantou je zařazení tzv. elitářství. Kdy nejlepší jedinec předchozí generace automaticky postupuje do další generace bez vlivu mutace [15]. Informace nejlepšího jedince je vždy uchována. Při testování se tato vlastnost projevila, jako velmi užitečná a proto byla do optimalizace zařazena.

### 5.4.5 Podmínka ukončení

Jak již bylo zmíněno výše v Podkapitole 5.3.2, lze podmínku ukončení definovat na základě několik základních parametrů. Mezi základními variantami, o kterých bylo uvažováno, patří maximální počet iterací, nadprahová relativní četnost jedinců nebo dosažení požadované hodnoty účelové funkce [15].

Vzhledem k povaze úlohy jsme nechtěli optimalizační úlohu omezovat požadovanou hodnotou účelové funkce a snažili jsme se dosáhnout co nejlepšího řešení. V algoritmu jsme se také pokoušeli navodit stav, kdy dosáhneme relativně kvalitní populace, která bude mít odlišné proměnné. V ní bude delší doba docházet k mutaci a křížení. Tím jsme postupně získávali lepší elitní jedince. Výsledkem byl algoritmus, který poměrně rychle konvergoval k relativně úspěšnému řešení, ale elitní jedinec se zlepšoval jen po dostatečném množství iterací, viz Obr. č. 17.



Obr. č. 17 Průběh optimalizace.

Z tohoto důvodu byl jako ukončovací podmínka zvolen počet iterací. V případě, že průběh křivky elitního jedince a průměrné kvality populace sliboval zlepšení, byly přidány další iterace. Počet zvolených iterací byl ale značně omezován časovou náročností výpočtu, která byla především podmíněna dobou výpočtu kvality jednotlivých jedinců. Počet  $V_{det}$  volání funkce detektoru je dán vztahem



$$V_{det} = i \left( M + \frac{j}{2} \cdot \frac{3}{2} \right) = \frac{7}{4} i M. \quad (44)$$

Kde  $i$  je počet iterací a  $M$  je počet jedinců. Je zde názorně vidět výhoda využití genetického algoritmu, kdy počet proměnných  $N$  přímo nezvyšuje výpočetní náročnost. Ta je zvyšována nepřímo přes nutný počet jedinců pro úspěšnou optimalizaci. Z rovnice je jasné, že jsme museli volit kompromis mezi počtem jedinců a iterací. Vycházeli jsme také z faktu, že průměrná doba výpočtu při implementaci algoritmu v programovacím prostředí Matlab na dostupném počítači (PC s WIN7 32 bit, který využívá max. 3 G RAM z dostupných 4 G RAM a s procesorem 2,53 GHz) byla u CSE databáze zhruba 3 s a u MIT-BIH databáze, které obsahuje přibližně 5 krát více detektovaných pozic a má jiný charakter signálu byla doba trvání zhruba 20 s (více o standardních databázích viz Kapitola 6). Jako nejlepší poměr výsledku a času stráveného výpočtem bylo 100-200 jedinců populace a přibližně 25 iterací. Tedy v praxi přibližně 7 hodin výpočtu pro CSE databázi ( $i=25$ ,  $M=200$ ) a 24 hodin pro MIT-BIH databázi ( $i=25$ ,  $M=100$ ).

## 6 Standardní databáze EKG

Potřeba určit kvalitu a výkonnost algoritmů pro automatické zpracování a rozměření EKG signálu dala vzniknout prvním databázím EKG záznamů. V databázi musí být zastoupeny EKG záznamy od zdravých i nemocných pacientů. Cílem je vyzkoušet algoritmy zvláště na atypických průbězích EKG záznamu. Buď s velkým rušením, nebo s patologickými tvary EKG záznamu, které jsou podstatné pro diagnostiku kardiologických onemocnění. Aby bylo možné porovnat dosažené výsledky jednotlivých algoritmů od různých autorů nezávisle na místě či roce vzniku, byl dán podmět k vytvoření standardních databází. Na jejich vzniku spolupracovali výzkumné týmy s klinickými pracovišti. Výsledné standardní databáze jsou potom konsenzem jejich mnohaleté práce a testování. Mezi nejrozšířenější databáze, které využívají vědecká pracoviště, patří například MIT-BIH Arrhythmia database (MIT - Massachusetts Institute of Technology, BIH - Boston's Beth Israel Hospital), CSE Database (Common Standards for quantitative Electrocardiography), AHA Database (The American Heart Association), Ann Arbor Electrogram Libraries, Improve Data Library, Sleep Heart Health Study PSG Database, QT databáze, EDB (European ST-T Database) a THEW (Telemetric and Holter ECG Warehouse).[12][31]

Pro účely testování úspěšnosti QRS detektoru bylo v této práci využito MIT-BIH a CSE databáze. Obě tyto databáze vznikly v době rozvoje automatického zpracování signálu a podnítily jeho další rozvoj. Jsou tedy často využívány pro srovnání starších a nových algoritmů. Obě databáze jsou blíže popsány v následujících podkapitolách.

### 6.1 MIT-BIH

Tato standardní databáze EKG záznamů začala vznikat od roku 1975 ze záznamů laboratoře zabývající se arytmiemi v bostonské nemocnici Beth Israel (dnes oficiálním názvem Beth Israel Deaconnes Medical Center) ve spolupráci s Massachusetts Institute of Technology. Pro popis a bližší studium databáze bylo čerpáno z [12] a [31].

Databáze obsahuje 48 půlhodinových záznamů EKG, které byly vzaty z 24 hodinového, 2 svodového EKG záznamu. Z nich 23 (záznamy označované jako "série 100") bylo vybráno náhodně z více jak 4000 holterovských záznamů. Zbylých 25 (záznamy označované jako "série 200") bylo vybráno tak, aby byly zastoupeny méně časté, ale klinicky významné arytmie. Záznamy pocházejí od 25 mužů ve věku od 32 do 89 let a 22 žen od 23 do 89 let. Záznamy 201 a 202 jsou od stejného pacienta. Z těchto pacientů bylo 60 %

hospitalizovaných. Podmínky snímání odpovídají běžné klinické praxi. U některých pacientů nemohli být snímány všechny svodu fyziologických nebo anatomických důvodů. Ve většině případů jde o záznam modifikovaného končetinového svodu II (MLII), nahrazeného umístěním elektrody na hrudník dle standardní praxe snímání. Druhý svod je většinou V1 (u některých subjektů V2, V4 nebo V5). [12][31]

Tabulka č. 3 *Seznam využitých referenčních pozic QRS komplexu [12].*

<b>Zkratka popisku</b>	<b>Číslo popisku</b>	<b>Popisek</b>	<b>Zastoupení</b>
NORMAL	1	normální	62253
LBBB	2	levý blok Tawarova raménka	6882
RBBB	3	pravý blok Tawarova raménka	5894
ABERR	4	předčasný stah aberované síňe	143
PVC	5	předčasný komorový stah	5995
FUSION	6	spojení komorového a normálního stahu	623
NPC	7	nodální (junkční) předčasný stah	68
APC	8	předčasný síňový stah	2289
SVPB	9	předčasný nebo ektopický supraventrikulární stah	2
VESC	10	komorový únikový stah	106
NESC	11	nodální (junkční) únikový stah	229
PACE	12	stah vyvolaný kardiostimulátorem	5936
UNKNOWN	13	neklasifikovatelný stah	28
AESC	34	síňový únikový stah	14
PFUS	38	spojení normálního a kardiostimulátorem vyvolaného stahu	823
<b>celkem</b>			<b>91285</b>

Součástí databáze jsou popisky jednotlivých QRS komplexů. Jsou zde také popsány chybějící QRS komplexy, změny rytmu, kvality signálu a další abnormality. Při vzniku databáze byly v EKG záznamech nejprve vyznačeny místa jednotlivých QRS komplexů v místě R vlny. Každý záznam následně ohodnotili nezávisle 2 kardiologové. V místech, kde nedošlo k shodě, proběhla dodatečná diskuze. I přesto je v databázi stále 33 úseků, které pravděpodobně odpovídají úderu srdce, které jsou tzv. "neklasifikovatelné". Z celkových

více jak 109 000 popsaných QRS komplexů je to ale zanedbatelná část, která odpovídá běžné praxi v reálných záznamech. [12][31]

Databáze byla částečně dostupná od roku 1999 na webu Physionet [12] a od roku 2005 dostupná celá. Digitalizované záznamy jsou vzorkovány s frekvencí 360 Hz s rozlišením 11-bit na rozsahu 10 mV. Aby bylo možné porovnat výsledky s autory ostatních metod bylo dle [17] vynecháno prvních 5 minut u každého záznamu a brán pouze první ze svodů (u většiny odpovídá svodu MLII, u signálu 102, 104 a 114 svodu V5). Dle popisků signálu byly pro hodnocení místa QRS komplexu využity výše uvedené, viz Tabulka č. 3. Podrobnější tabulka významů jednotlivých popisů je k dispozici, viz Přílohy Tabulka č. 16. Zastoupení jednotlivých událostí v části testované databáze je pro jednotlivé signály k dispozici, viz Přílohy Tabulka č. 17 (referenční místa QRS komplexu) a Tabulka č. 5 (ostatní události).

## 6.2 CSE

Tato databáze vznikala ve spolupráci 20 evropských institucí, 6 severoamerických a jednoho japonského centra. Roku 1978 byl založen projekt Common Standards for quantitative Electrocardiography (CSE) a tvorba referenční databáze započala roku 1980. Při popisu a bližším studiu databáze bylo čerpáno z [37], [41], [42] a [43].

Samotná databáze je složena ze tří databází EKG záznamů. První a druhá databáze slouží k vývoji a testování programů pro rozměření EKG. Třetí databáze slouží především k hodnocení diagnostiky EKG a VKG. [41][42][43]

První dílčí databáze obsahuje třísvodové záznamy EKG. Je tvořena 250 originálními záznamy, které jsou vzaty přímo ze snímání EKG signálu. Dalších 310 záznamů je takzvaně umělých. Tyto záznamy vznikly výběrem jednoho cyklu EKG signálu a jeho opakováním. Druhá dílčí databáze je tvořena vícesvodovými záznamy (12 standardních a 3 Frankovovy). Obsahuje 250 originálních a 250 umělých EKG záznamů. U první a druhé dílčí databáze se EKG záznamy dále dělí na 4 datové skupiny (DS1 - DS4) viz Tabulka č. 4. Smyslem vzniku těchto datových skupin bylo omezení vzniku algoritmů, které jsou natrénovány na referenční výsledky. Proto jsou pro datové skupiny 1 a 3 zveřejněny podrobné výsledky rozměření signálu a referenční výsledky datové skupiny 2 a 4 využívá středisko zpracování dat CSE jako testovací k nezávislému ohodnocení algoritmů. [41][42][43]

Třetí dílčí databáze pro diagnostiku obsahuje 1220 EKG záznamů. Poskytují se pouze záznamy bez klinicky ověřených diagnóz. Slouží především středisku zpracování dat CSE k porovnání a vyhodnocení úspěšnosti diagnostických algoritmů. [41]

Tabulka č. 4 *Počty záznamů standardní databáze dle [41].*

	<b>třísvodová databáze</b>	<b>vícesvodová databáze</b>	<b>diagnostická databáze</b>
<b>originální</b>	DS1: 125 DS2: 125	<b>DS3: 125</b> DS4: 125	DS5: 1220
<b>umělé</b>	DS1: 155 DS2: 155	DS3: 125 DS4: 125	

Jako vhodná dílčí databáze pro účely našeho testování byla zvolena vícesvodová databáze. Záznamy mají délku 10 sekund. U některých záznamů je původních pouze prvních 8 sekund a poslední významný vzorek je opakován, aby celková délka signálu byla 10 sekund. Data jsou uložena v 16 bitových slovech. Hodnoty napětí jsou udávány v mikrovoltech. Při digitalizaci dat byla kvantovací úroveň menší, nebo rovna 5  $\mu\text{V}$ . Signál je vzorkován frekvencí 500 Hz. [41]

Tato dílčí databáze obsahuje v původní podobě pouze referenční hodnoty začátku P vlny, konec P vlny, začátek komplexu QRS, konec komplexu QRS a konec T vlny. K dispozici je ale pouze jeden anotovaný cyklus v každém záznamu. Tato místa jsou mediánem hodnot 14 různým algoritmů a 5 kardiologů. Signály č. 67 a 70 vznikly s kardiostimulátorem a proto u nich jsou referenční hodnoty nastaveny na nulu. Z toho důvodu byly vyřazeny i z našeho dalšího testování. Pro jeho účely bylo tedy využito 123 signálů z vícesvodové databáze (všech 15 svodů), datová skupina 3, pouze originální záznamy (viz tučně zvýrazněno Tabulka č. 4). [41]

Vzhledem k tomu, že původní databáze neobsahuje popsaná místa všech QRS komplexů, respektive místa R vlny jako u databáze MIT-BIH, byla místa R vlny pro jeden svod popsána Ing. Martinem Vítkem, Ph.D. Takto vzniklá referenční místa byla použita pro všechny svody. Zjednodušeně pospaná databáze poskytuje relativně dobrý obrázek o výkonnosti algoritmu. Vykazuje též několik zásadních chyb, chceme-li porovnávat výsledky s autory ostatních metod.

Prvním problémem je anotace QRS komplexů na začátku a konci záznamu. U některých záznamů je na začátku nebo konci jen částečně zobrazený QRS komplex. Proto vždy není zřejmé, jestli už daný signál má být zahrnut do testovací databáze či nikoliv. Podobný problém zmiňují i autoři u testovací databáze MIT-BIH např. [17] nebo [2]. V případě MIT-BIH databáze ale nejde o tolik významný problém, jelikož jde o dlouhé záznamy. Ve

výsledku může dojít k maximálně 96 případům z celkových 91285 QRS komplexů zahrnutých do testování (zhruba 0,11 %). V případě námi využití části CSE databáze vzhledem k mnoha krátkým záznamům může teoreticky jít o 3690 případů z celkových 22104 QRS komplexů (zhruba 16,69 %). Ve většině případů autoři databáze záznam začínali nebo ukončovali mimo QRS komplex, tedy nejde o tak vysoké procento případů. V nezanedbatelném množství případů tomu tak ale není.

Druhým problematickým bodem je anotování pouze jednoho svodu a použití referenčních míst i pro ostatní svody. Hlubší analýza použité části databáze ukázala, že v mnoha případech je posunuta referenční pozice od místa píku R vlny o více jak 75 ms. Což zavádí další komplikace v určování správně a chybně detekovaných QRS komplexu. A to především, co se týče problematiky záměny P nebo T vlny za R vlnu.

S vědomím těchto chyb v referenčních datech jsme se pokusili o jejich maximální možnou korekci, aby získané výsledky byly alespoň částečně validní, viz Kapitola 7.

Datová skupina 3, ze které byly vzaty námi použité originální záznamy, obsahuje tyto elektrokardiografické abnormality:

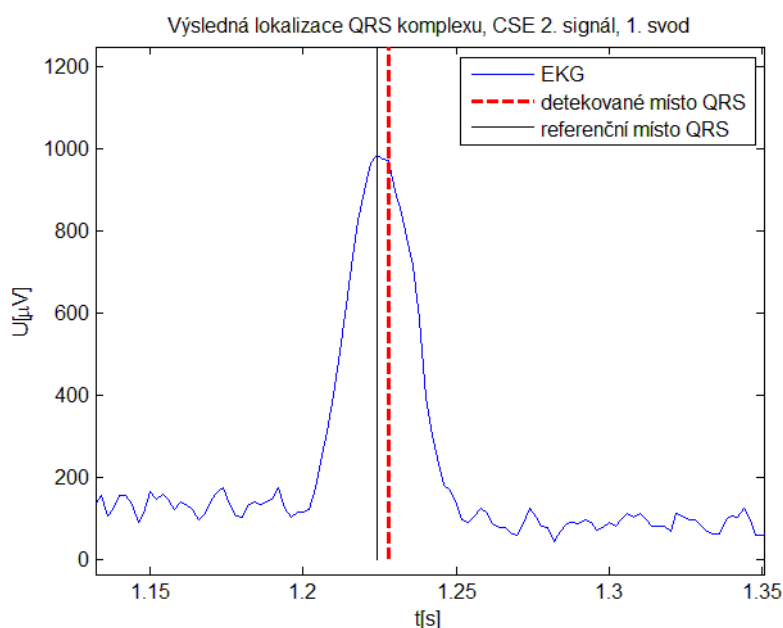
Tabulka č. 5 *Složení vícesvodové dílčí databáze CSE; datová skupina 3 (250 signálů)[37]*

<b>Elektrokardiografické abnormality</b>	<b>Počet případů</b>
Normal	33
Neúplný blok pravého raménka	5
Kompletní blok pravého raménka	9
Blokáda předního fasciklu	12
Kompletní blok levého raménka	7
Akutní infarkt myokardu	2
Přední infarkt myokardu	13
Zadní diafragmatický IM	12
Laterální nebo vysoký laterální IM	4
Apikální IM	2
IM + PIVV (QRS > 120 ms)	6
Hypertrofie levé komory	12
Hypertrofie pravé komory	3
Plicní emfyzém	3
Ischemické změny ST-T	3
Ventrikulární bigeminie	3
Ventrikulární trigeminie	0
Vícenásobná PKK	9
Vícenásobná PSK	6
Supraventrikulární tachykardie	3
Flutter síní	1
Fibrilace síní	9
AV blok I. stupně	3
AV blok II. stupně	1
AV blok III. stupně	1
Wolf-Parkinson-White syndrom	2
Pacemaker	2
Ostatní *	2
<b>celkem</b>	<b>168</b>

# 7 Hodnocení výsledků QRS detektoru

## 7.1 Vyhodnocení úspěšnosti detekce

Tento programový blok je mimo hlavní program jako zvláštní funkce. Je v něm hodnocena úspěšnost detekce QRS komplexu. Místa nalezená detektorem jsou porovnávána s referenčními místy, viz Kapitola 6.



Obr. č. 18 Detail výsledku detekce QRS komplexu

Z Obr. č. 18 je patrné, že detekované místo vždy přesně neodpovídá referenčnímu místu QRS komplexu. Jelikož je cílem této práce vytvořit úspěšný detektor celého QRS komplexu nejsou malé odchylky od tohoto referenčního místa brány jako chybné. Pro potřeby hodnocení úspěšnosti detekce navrženého detektoru bylo zvoleno přísné kritérium, které vychází z průměrné doby mezi koncem QRS komplexu a začátkem T vlny, viz Kapitola 1. Jako úspěšná byla brána detekce do  $\pm 75$  ms od referenčního bodu. Stejné kritérium je využíváno autory [17]. Toto kritérium bylo použito pro MIT-BIH databázi.

U CSE databáze byl problém s referenčními místy QRS komplexu, blíže popsany v Podkapitole 6.2. Výsledky hodnocení s tímto kritériem chybně zhoršovali úspěšnost detektoru. Proto byl pro hodnocení algoritmu zvolen interval vycházející z minimální možné refrakterní fáze a kritérium rozšířeno na  $\pm 110$  ms, které odstranilo falešně negativní a falešně



pozitivní detekce v drtivé většině způsobené pouze nepřesným popisem daného svodu databáze. V několika případech ale zároveň došlo k odstranění falešně negativních detekcí, které byly v místě P nebo T vlny.

K řešení problému QRS komplexů na začátku a konci záznamů u CSE databáze (viz Podkapitola 6.2) byly selektivně odstraněny detekované pozice, které se nacházely v 32 ms od začátku (resp. konce) záznamu (přibližně polovina doby trvání QRS komplexu) a zároveň k nim nebyla odpovídající referenční pozice. Touto úpravou byly odstraněny téměř všechny takto způsobené falešně pozitivní detekce. K úplnému odstranění nedošlo kvůli jiným falešně pozitivním detekcím po 32 ms, které již nebyly způsobeny QRS komplexem na začátku nebo konci EKG záznamu.

Výstupem tohoto bloku je vypočtená hodnota senzitivity a pozitivní prediktivity. Ty jsou počítány z počtu míst úspěšné detekce QRS komplexu a z míst neúspěšné detekce z důvodu nenalezení QRS komplexu nebo chybného označení QRS komplexu v místě mimo QRS komplex, viz níže.

## 7.2 Parametry ke srovnání metod

V této podkapitole budou stručně popsány některé běžně využívané parametry pro hodnocení úspěšnosti QRS detektoru.

### 7.2.1 Senzitivita a pozitivní prediktivita

Pro porovnání úspěšnosti QRS detektorů založených na různých metodách je dle [16] nejčastěji využíváno výpočtu senzitivity a pozitivní prediktivity, které lze získat ze vztahů

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (45)$$

a

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (46)$$

Kde  $TP$  (z angl. True Positive) značí počet správně detekovaných QRS komplexů,  $FN$  (z angl. False Negative) je počet QRS komplexů, které se nebyly nalezeny, a  $FP$  (z angl. False Positive) je počet chybných označení QRS komplexu v místě mimo QRS komplex.

Jak je patrné ze vztahů (45) a (46), je třeba oba tyto parametry úspěšnosti uvádět vždy současně. Jelikož lze teoreticky dosáhnout  $Se=1$  v případě, že  $P^+=0$  (při "detekování" všech možných pozic) a naopak. Tento problém částečně řeší níže popsany parametr chyba detekce, který spojuje oba parametry. Jako možné řešení hodnocení kvality detektoru pomocí jednoho parametru, který vyžaduje optimalizační metoda (viz Podkapitola 5.1), bylo námi navrženo kritérium  $\min(Se, P^+)$ . Tedy je brána vždy menší z hodnot  $Se$  a  $P^+$ . V optimalizačním problému jde tedy o maximalizaci minima  $Se$  a  $P^+$ . Tento parametr se v praxi ukázal jako optimální pro dosažení podobných hodnot  $Se$  a  $P^+$ .

### 7.2.2 Chyba detekce

Někteří autoři např. [24], [35] a [45] využívají také ke srovnání chybu detekce  $DER$  (z angl. Detection Error). Ta je vypočtena ze vztahu [45]

$$DER = \frac{FP + FN}{TotalQRS} \quad (47)$$

kde počet všech QRS komplexů odpovídá  $TotalQRS=TP+FN$ . Jelikož tento parametr využívá také  $FN$ ,  $FP$  a  $TP$ , nepřináší novou informaci. Jde o jiný pohled na ta stejné výsledky. Přitom bez současného použití  $Se$  a  $P^+$  může být zavádějící, jelikož můžeme dosáhnout výrazně lepšího výsledku v jednom nebo druhém parametru. Proto jsme se rozhodli ho v dalším hodnocení metody neuvádět.

## 8 Dosažené výsledky

V této kapitole jsou přehledově prezentovány výsledky před a po použití optimalizačního algoritmu, které byly získány testováním na standardních databázích.

### 8.1 Výsledky před optimalizací

Původní nastavení parametrů našeho QRS detektoru před optimalizací je podrobněji popsáno v Kapitole 4. Tyto parametry jsou přehledně uvedeny níže, viz Tabulka č. 6.

Tabulka č. 6 *Nastavení parametrů před optimalizací.*

Proměnná	Význam	Nastavení
$d_m$	dolní mez pásmové propusti	18 Hz
$h_m$	horní mez pásmové propusti	35 Hz
$n$	délka impulsní charakteristiky	95
$c$	konstanta zesílení	4
$t_{ref}$	doba netečnosti po konci QRS	0,150 s
$t_{QRS}$	doba netečnosti po začátku QRS	0,080 s
$\lambda_K$	faktor zapomínání amplitudy	0,999 000
$\lambda_D$	faktor zapomínání char. rysu	0,900 000
$\lambda_\theta$	faktor zapomínání prahu	0,996 000
$p_D$	inicializační hodnota prahu	60,00 %

Tabulka č. 7 *Výsledky pro výchozí nastavení parametrů.*

Část databáze	$TP$ [-]	$FN$ [-]	$FP$ [-]	$Se$ [%]	$P^+$ [%]
CSE 123 signálů 12 standardních svodů	17404	272	142	98,46	99,19
CSE 123 signálů 3 Frankovovy	4360	59	66	98,66	98,51
CSE 123 signálů 12 standardních svodů + 3 Frankovovy	21764	331	208	98,50	99,05
MIT- BIH 48 signálů, 1 svod, bez prvních 5 minut	88635	2650	518	97,10	99,42
MIT-BIH 48 signálů, 1 svod, celý záznam	106271	3223	668	97,06	99,38

S takto nastavenými parametry dosahoval detektor výše uvedených výsledků na jednotlivých částech standardních databází, viz Tabulka č. 7.

## 8.2 Optimalizace na MIT-BIH

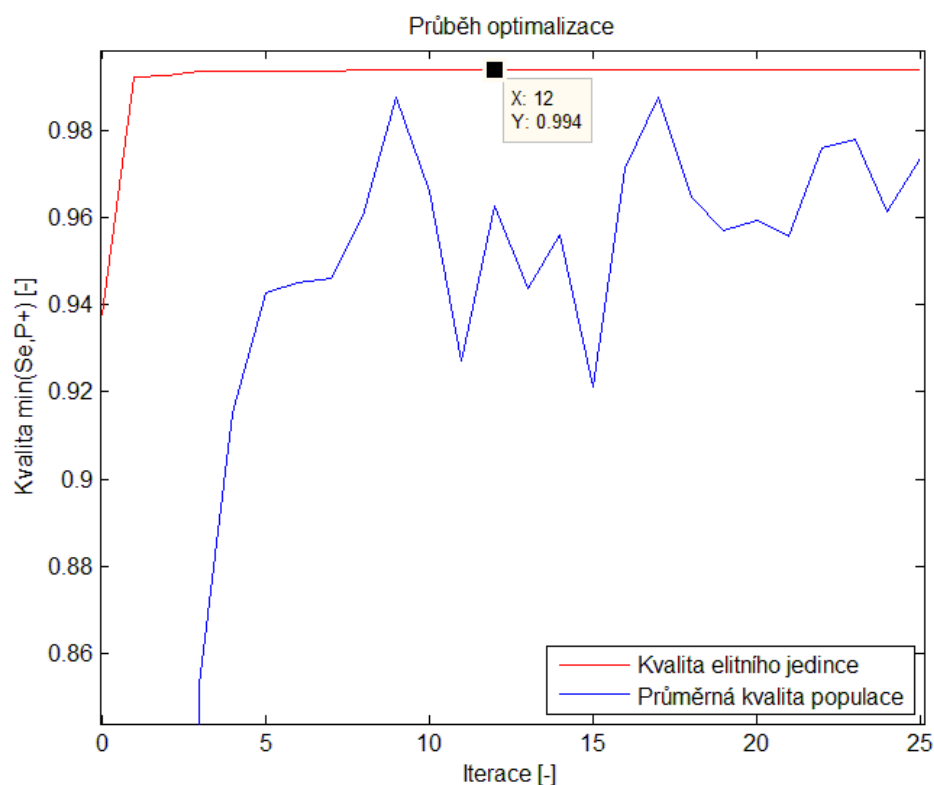
Pro testování na MIT-BIH databázi bylo vybráno všech 48 signálů bez prvních 5 minut, aby bylo možné srovnat s výsledky s autory metody počítání průchodů nulou [17]. Bližší popis databáze viz Podkapitola 6.1.

Vstupní nastavení optimalizační metody vychází z popisu v Podkapitole 5.4. Velikost populace byla stanovena na  $M=100$  jedinců, počet iterací  $i=25$ . Pravděpodobnost mutace na 0,1 a byl použit systém elitního jedince. S tímto nastavením byl získán po 25 iteracích elitní jedinec, viz níže Tabulka č. 8.

Tabulka č. 8 *Elitní jedinec získaný testováním na MIT-BIH.*

Proměnná	Význam	Elitní jedinec
$d_m$	dolní mez pásmové propusti	8 Hz
$h_m$	horní mez pásmové propusti	50 Hz
$n$	délka impulsní charakteristiky	81
$c$	konstanta zesílení	2
$t_{ref}$	doba netečnosti po konci QRS	0,156 s
$t_{QRS}$	doba netečnosti po začátku QRS	0,061 s
$\lambda_K$	faktor zapomínání amplitudy	0,999 999
$\lambda_D$	faktor zapomínání char. rysu	0,999 999
$\lambda_\theta$	faktor zapomínání prahu	0,315 268
$p_D$	inicializační hodnota prahu	66,05 %

Postup optimalizace je patrný na Obr. č. 19, kde je označen kurzorem poslední bod ve kterém došlo ke zlepšení elitního jedince. Průměrná kvalita celé populace byla záměrně udržována tak, aby kolísala pod úrovní kvality elitního jedince a nedošlo k předčasné unifikaci celé populace.



Obr. č. 19 Průběh optimalizace na databázi MIT-BIH.

Detektor s takto nastavenými parametry dosahoval na MIT-BIH databázi výsledků viz Tabulka č. 9. Pro porovnání i s jinými autory, kteří testovali detektory na celé databázi, uvádíme i výsledky úspěšnosti pro nezkrácenou databázi se stejným nastavením parametrů. Hodnocení úspěšnosti se řídilo pravidly popsány v Kapitole 7. Bližší výsledky pro jednotlivé signály jsou uvedeny, viz Tabulka č. 19, s porovnáním s autory metody počítání průchodů nulou [17] v Kapitole 9.

Tabulka č. 9 Výsledky optimalizace na databázi MIT-BIH.

Část databáze MIT-BIH	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P<sup>+</sup></i> [%]
48 signálů, 1 svod, bez prvních 5 minut	90738	547	541	99,40	99,41
48 signálů, 1 svod, celý záznam	108834	660	732	99,40	99,33

### 8.3 Optimalizace na CSE

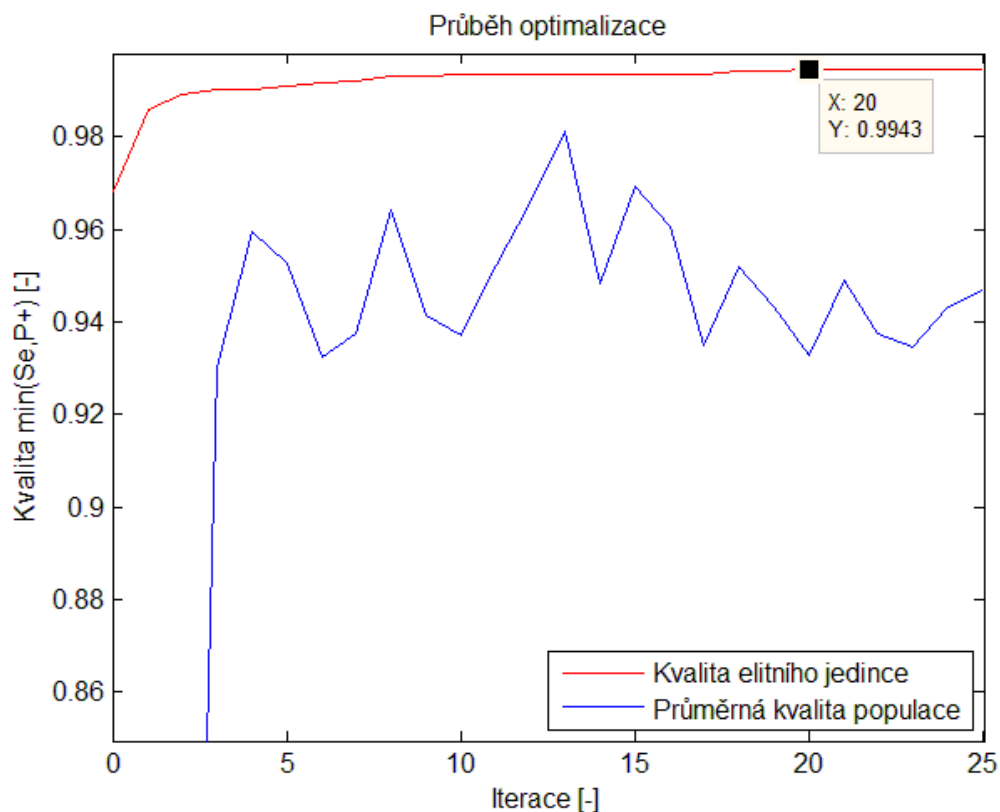
K testování bylo k dispozici 123 EKG signálů z 15 svodů tedy 615 záznamů EKG o délce 10 s, více viz Podkapitola 6.2.

Nejlepších výsledků optimalizačního algoritmu bylo dosaženo při testování na části 123 EKG signálů z 12 standardních svodů. Velikost populace byla stanovena na  $M=200$  jedinců, počet iterací  $i=25$ . Pravděpodobnost mutace na 0,1 a byl použit systém elitního jedince. S tímto nastavením byl získán po 25 iteracích elitní jedinec, viz níže Tabulka č. 10.

Tabulka č. 10 *Elitní jedinec získaný testováním na CSE.*

Proměnná	Význam	Elitní jedinec
$d_m$	dolní mez pásmové propusti	29 Hz
$h_m$	horní mez pásmové propusti	50 Hz
$n$	délka impulsní charakteristiky	50
$c$	konstanta zesílení	3
$t_{ref}$	doba netečnosti po konci QRS	0,132 s
$t_{QRS}$	doba netečnosti po začátku QRS	0,130 s
$\lambda_K$	faktor zapomínání amplitudy	0,998 690
$\lambda_D$	faktor zapomínání char. rysu	0,851 316
$\lambda_\theta$	faktor zapomínání prahu	0,999 999
$p_D$	inicializační hodnota prahu	74,46 %

I zde je pro úplnost uveden průběh procesu optimalizace viz Obr. č. 20 s kurzorem v místě posledního zlepšení elitního jedince.



Obr. č. 20 Průběh optimalizace na databázi CSE.

Detektor s těmito získanými parametry dosahoval na dílčích částech CSE databáze výsledků, viz níže uvedená Tabulka č. 11. Způsob hodnocení úspěšné detekce je podrobně popsán v Kapitole 7. Blíže výsledky pro jednotlivé signály je možné shlédnout, viz Přílohy Tabulka č. 20.

Tabulka č. 11 Výsledky optimalizace na databázi CSE.

Část databáze CSE	$TP$ [-]	$FN$ [-]	$FP$ [-]	$Se$ [%]	$P^+$ [%]
123 signálů 12 standardních svodů	17583	93	100	99,47	99,43
123 signálů 3 Frankovovy	4396	23	29	99,48	99,34
123 signálů 12 standardních svodů + 3 Frankovovy	21979	116	129	99,48	99,42

## 8.4 Porovnání výsledků optimalizace na CSE a MIT-BIH

V poslední fázi jsme vyzkoušeli výsledky optimalizace detektoru na CSE a MIT-BIH databázi otestovat vždy na opačné databázi.

Při použití jedince získaného optimalizací na MIT-BIH databázi (viz Tabulka č. 8) bylo dosaženo v rámci všech variant částí standardních databází výsledků uvedených níže, viz Tabulka č. 12.

Tabulka č. 12 *Výsledky detektoru získané na všech variantách části databází, pro nastavení parametrů získané optimalizací na MIT-BIH.*

Část databáze	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P</i> <sup>+</sup> [%]
CSE 123 signálů 12 standardních svodů	17013	663	2149	96,25	88,79
CSE 123 signálů 3 Frankovovy	4255	164	686	96,29	86,12
CSE 123 signálů 12 standardních svodů + 3 Frankovovy	21268	827	2835	96,26	88,24
MIT- BIH 48 signálů, 1 svod, bez prvních 5 minut	90738	547	541	99,40	99,41
MIT-BIH 48 signálů, 1 svod, celý záznam	108834	660	732	99,40	99,33

V opačném případě při použití jedince získaného optimalizací na CSE databázi (viz Tabulka č. 10) bylo dosaženo v rámci všech variant částí standardních databází výsledků uvedených níže, viz Tabulka č. 13.

Tabulka č. 13 *Výsledky detektoru získané na všech variantách částí databází, pro nastavení parametrů získané optimalizací na CSE.*

Část databáze	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P</i> <sup>+</sup> [%]
CSE 123 signálů 12 standardních svodů	17583	93	100	99,47	99,43
CSE 123 signálů 3 Frankovovy	4396	23	29	99,48	99,34
CSE 123 signálů 12 standardních svodů + 3 Frankovovy	21979	116	129	99,48	99,42
MIT- BIH 48 signálů, 1 svod, bez prvních 5 minut	90464	821	930	99,10	98,98
MIT-BIH 48 signálů, 1 svod, celý záznam	108368	1129	1348	98,97	98,77



## 9 Diskuze dosažených výsledků

V této kapitole jsou nejprve srovnány výsledky našeho QRS detektoru s autory jiných metod. Další část ukazuje problematická místa, na kterých detektor selhával.

### 9.1 Srovnání s ostatními metodami

Do soupisu metod detekce QRS komplexu (viz Tabulka č. 14) byly vybráni autoři na základě srovnávacích tabulek v [9], [16], [24] a [41]. Dále byly doplněny o další nejnovější publikované metody. Výsledky autorů byly zkontrolovány v původních článcích a u některých byla provedena revize oproti soupisům ve výše uvedených publikacích. Pouze u metody publikované v [30] byly uvedeny výsledky ze soupisu z [24], jelikož podrobné výsledky nebyly v původním článku k dispozici. Autoři soupisu je získali vlastním testováním na softwaru ARISTOTELES, který využívá metody z [30].

U metod bylo použito třídění z [41], kde jsou k sobě přiřazeny metody testované na stejné databázi. V rámci těchto databází jsou seřazeny podle kvality  $\min(Se, P^+)$ . Bližší informace jsou k dispozici, viz Přílohy Tabulka č. 21, kde jsou uvedeny především informace o rozsahu použité testované databáze a další doplňující informace. Tato data nastiňují problematiku srovnání různých metod. Mnozí autoři uvedení v [16] publikovali své výsledky na nestandardních databázích EKG signálů, tyto autory jsme z výběru vynechali. I když autoři využili k otestování úspěšnosti QRS detektoru některou ze standardních databází, ne vždy využili celý rozsah databáze a někdy též vynechali pouze určitý definovaný úsek signálu. Jedním z hledisek pro srovnání výsledků metod je tedy určení jejich věrohodnosti na základě použití testovacích dat. Dle [16] můžeme výsledky těchto metod rozdělit na:

- **Věrohodné** – test proveden na celé standardní databázi.
- **Méně věrohodné** – test proveden na části standardní databáze.
- **Nevěrohodné** – test proveden na jiné než standardní databázi.

Toto dělení nemusí odrážet skutečnou kvalitu QRS detektoru. Některé metody publikované před vznikem standardních databází tím mohou být znevýhodněny. Dle výsledků popsanych v Podkapitole 8.4 je zřejmé, že dobrý výsledek na jedné standardní databázi, také nemusí plně

vypovídat o kvalitě QRS detektoru. Jelikož parametry detektoru mohou být natrénované na specifických signálech standardní databáze a na běžných datech selhávat.

Tabulka č. 14 *Srovnání ostatních autorů QRS detektoru.*

<b>Autoři metod</b>	<b><i>TP</i> [-]</b>	<b><i>FN</i> [-]</b>	<b><i>FP</i> [-]</b>	<b><i>Se</i> [%]</b>	<b><i>P</i><sup>+</sup> [%]</b>	<b>Databáze</b>
Li [20]	116137	112	65	99,90	99,94	MIT-BIH
Chen [5]	60430	58	68	99,90	99,89	MIT-BIH
Li [21]	109416	67	138	99,94	99,87	MIT-BIH
Bahoura [4]	116137	174	133	99,85	99,89	MIT-BIH
Zhang [45]	N	N	N	99,87	99,82	MIT-BIH
Martínez [24]	109208	220	153	99,80	99,86	MIT-BIH
Hamilton [13]	N	N	N	99,80	99,80	MIT-BIH
Alvarado [3]	17095	30	51	99,82	99,70	MIT-BIH
Hamilton [14]	109267	340	248	99,69	99,77	MIT-BIH
Kohler [17]	91006	277	390	99,70	99,57	MIT-BIH
Alfonso [2]	90909	374	406	99,59	99,56	MIT-BIH
Pan [35]	116137	277	507	99,61	99,56	MIT-BIH
Nallathambi [33]	109494	462	495	99,58	99,55	MIT-BIH
Poli [36]	109963	441	545	99,60	99,51	MIT-BIH
Moraes [75]	N	N	N	99,22	99,73	MIT-BIH
*Moody [30]	107567	1861	94	98,30	99,91	MIT-BIH
Elgendi [10]	43343	1224	37	97,50	99,90	MIT-BIH
Hamilton [13]	N	N	N	99,44	99,59	AHA
Martínez [24]	86824	68	107	99,92	99,88	QT
*Moody [30]	84458	2434	459	97,20	99,46	QT
Martínez [24]	784059	3044	4077	99,61	99,48	EDB
*Moody [30]	748468	38635	10405	95,09	98,63	EDB
Chowdhury [7]	14153	63	67	99,56	99,53	CSE
Mehta [25]	1486	1	8	99,93	99,46	CSE
Trahanias [38]	1404	88	74	99,38	99,48	CSE
Mehta [26]	1487	1	13	99,93	99,13	CSE
Mehta [28]	17616	240	204	98,66	98,86	CSE
Chouhan [6]	17729	259	148	98,56	99,18	CSE
Mehta [27]	1484	4	24	99,73	98,40	CSE

\*data dle Martínez [24]; N ... neuvedeno

Nejlepším možným řešením se jeví otestování metody na více standardních databázích, jak je tomu u metod Hamilton [13], Martínez [24] a Moody [30]. Tyto metody sice nedosahují nejlepších výsledků ve srovnání s ostatními autory, ale mají z tohoto pohledu vysokou míru

věrohodnosti. Z předchozího srovnání by ale například Martínez [24] byl zařazen do kategorie méně věrohodné, jelikož nevyužil k testování celou databázi MIT-BIH. Další problematikou plynoucí z výsledků je různá kvalita a zaměření standardních databází. V našem případě data získaná optimalizací na CSE databázi dosahovala následně lepších výsledků na MIT-BIH databázi (viz Tabulka č. 13), než tomu bylo u obráceného příkladu (viz Tabulka č. 12). I přesto se jeví jako jediné možné řešení porovnávat pouze autory v rámci jedné z výše popsaných skupin s vědomím uvedených nedostatků.

Mezi další hlediska, kterými lze srovnávat metody, patří například online/offline detekce. Ne všechny metody jsou vhodné pro online zpracování signálu. Například nejlepší metody Li [20] a Chen [5] z hlediska dosažené  $Se$  a  $P^+$  využívají při detekci zpětné dohledávání QRS komplexů v případě, že nenaleznou QRS komplex po dobu 1,5 násobku předchozího RR intervalu.

Dle [16] je QRS detektor s kvalitou  $\min(Se, P^+) \geq 99,50\%$  brán jako vhodný pro online klinické využití. U specializovaných výzkumných QRS detektorů je požadována kvalita blízká se 100 %.

Z výše uvedeného plyne, že vyhodnocení úspěšnosti QRS detektoru značně závisí na specifických požadavcích, které od detektoru očekáváme. Budou-li brány jako kritérium pro hodnocení výše uvedené skupiny věrohodnosti, náš detektor může být zařazen do skupiny věrohodné a méně věrohodné výsledky. K dispozici jsou výsledky, jak na celé databázi, tak na jejích dílčích úsecích (viz Tabulka č. 9 a Tabulka č. 11)

V kategorii věrohodné výsledky na databázi MIT-BIH skončí náš detektor s parametry nastaveními, viz Tabulka č. 8, až na předposledním místě za Li [20], Li [21], Bahoura [4], Pan [35] a před Moody [30].

V kategorii méně věrohodné výsledky na databázi MIT-BIH, jsou brány výsledky našeho detektoru na části databáze bez prvních 5 minut. V tomto porovnání skončil náš detektor na 11. místě za Chen [5], Zhang [45], Martínez [24], Hamilton [13], Alvarado [3], Hamilton [14], Kohler [17], Alfonso [2], Nallathambi [33], Poli [36] a před Moraes [75], Elgendi [10] a Hamilton [13].

Pro hodnocení na 3. datové skupině CSE databázi žádný z uvedených autorů netestoval data na všech záznamech databáze. Všechny jsou tedy zahrnuty do kategorie méně věrohodné výsledky. Náš detektor s parametry, viz Tabulka č. 10, skončil na třetím místě za Chowdhury [7], Mehta [25].

Níže (viz Tabulka č. 15) jsou blíže srovnány výsledky autorů metody počítání průchodů nulou [17] s výsledky našeho detektoru na odpovídající části MIT-BIH databáze.

Musíme konstatovat, že výsledky našeho optimalizačního algoritmu nedosáhli jejich úspěšnosti. Hodnota  $Se$  je horší o 0,30 % oproti tomu hodnota  $P^+$  pouze o 0,16 %. Rozdílné výsledky jsou pravděpodobně způsobeny zvolením optimalizačního kritéria kvality na  $\min(Se, P^+)$ , které omezilo růst  $Se$ . Výsledky našeho detektoru jsou tedy horší, ale hodnoty  $Se$  a  $P^+$  jsou vyrovnané. Bližší srovnání výsledků pro jednotlivé signály jsou dostupné, viz Přílohy Tabulka č. 19.

Tabulka č. 15 *Srovnání s autory [17] metody počítání průchodů nulou.*

<b>Detektor</b>	<b><math>TP</math> [-]</b>	<b><math>FN</math> [-]</b>	<b><math>FP</math> [-]</b>	<b><math>Se</math> [%]</b>	<b><math>P^+</math> [%]</b>
Náš detektor (nastavení viz Tabulka č. 8)	90738	547	541	99,40	99,41
Kohler [17]	91006	277	390	99,70	99,57

Náš detektor s parametry získanými automatickým optimalizačním algoritmem se pouze blíží hranici kvality 99,50 %, která je považována za potřebnou pro online klinické QRS detektory. Jelikož jsme ale náš detektor podrobili přísnému hodnocení vůči více standardním databázím, nedosahuje ve srovnání s předními autory jiných QRS detektorů špatných výsledků. Nepoužívá ke své detekci zpětného vyhodnocení QRS komplexů a mohl by být využit také v online aplikacích. Při srovnání na dílčí databázi MIT-BIH také nebyly selektivně vybírány některé úseky obtížné pro detekci, ale pouze prvních 5 minut každého signálu tak, aby bylo možné metodu srovnávat s [17]. Výsledky tak byly znevýhodněny oproti ostatním metodám. U CSE databáze dosahoval detektor velmi dobrých výsledků v porovnání s ostatními autory. Je však třeba mít na zřeteli problematické vyhodnocení úspěšnosti (viz Kapitola 7), se kterými se však potýkali také např. autoři v [6]. V druhé nejlepší metodě Mehta [25] autoři využívají k detekci všech 12 svodů. Mohou tím být vyřešeny problematické úseky, které se objevují pouze v některých svodech. Náš detektor má oproti tomu výhodu, že nepotřebuje k detekci všech 12 svodů.

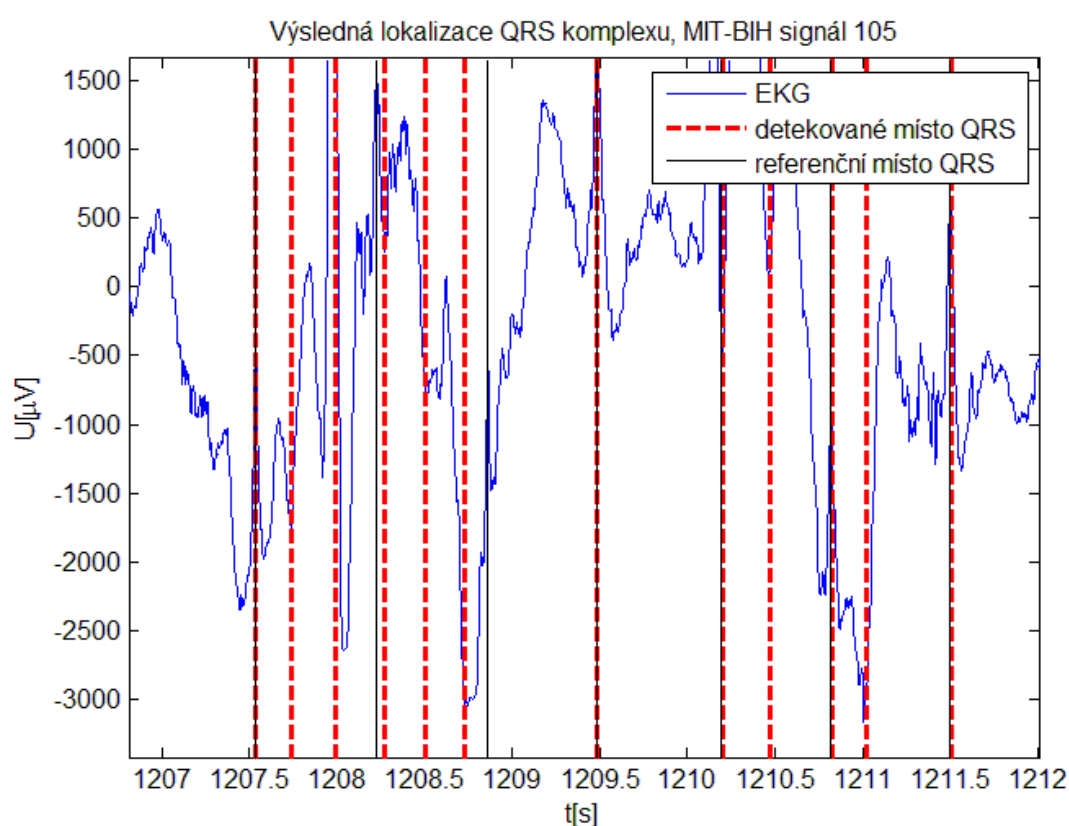
Problematickým bodem zůstává různé nastavení parametrů QRS detektoru získané optimalizací na CSE a MIT-BIH databázi. Výsledky uvedené výše, viz Podkapitola 8.4, ukazují závislost na trénovací množině dat. Z tohoto pohledu lépe vyšlo nastavení parametrů získané optimalizací na CSE databázi, jelikož se blíží na MIT-BIH databázi k 99 % kvality. Ve srovnání s ostatními autory, kteří testovali své detektory na MIT-BIH databázi by neskončil na posledním místě. Bohužel autoři Hamilton [13], Martínez [24] a Moody [30], kteří testovali své detektory na více databázích, neuvádí výsledky pro CSE databázi, aby bylo možné lepší srovnání.

## 9.2 Chyby detekce

Obecně mezi nejčastější problémy, které jsou příčinou selhání QRS detektoru, patří dle [16] např.: rušení v signálech (síťový brum, kolísání izolinie, elektrodové artefakty), patologické signály, náhlé změny ve velikostech QRS komplexů a jejich malá velikost. V této podkapitole budou diskutovány problematické úseky detekce našeho QRS detektoru a to zvláště pro CSE a MIT-BIH databázi.

### 9.2.1 MIT-BIH

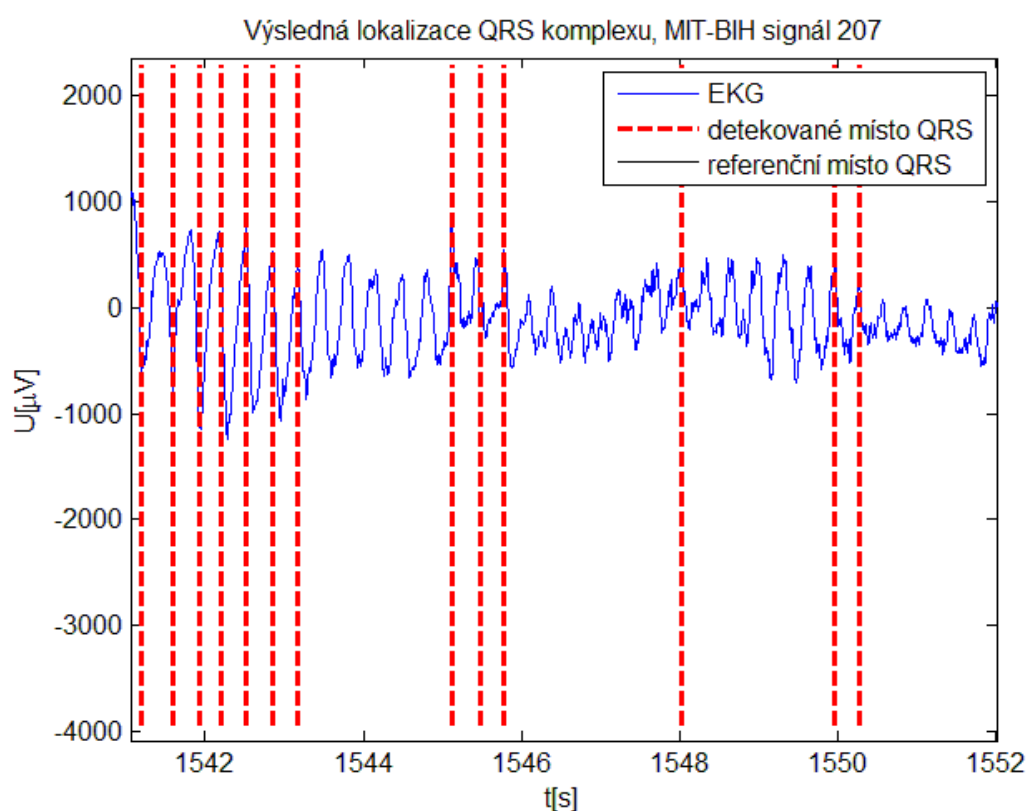
Problematickými byly především signály, na kterých detektor s nastavením parametrů (viz Tabulka č. 8) dosahoval výsledků  $\min(Se, P^+) < 99,00 \%$ . Jde o signály číslo 102, 104, 105, 106, 108, 114, 116, 201, 203, 207, 208, 210 a 222, které jsou zvýrazněny, viz Tabulka č. 19. Zvláště špatných výsledků (100 a více chybných detekcí) dosahoval detektor na signálech číslo 105, 207 a 222. Tyto signály jsou často zmiňovány autory metod, kteří testovali své výsledky na MIT-BIH databázi.



Obr. č. 21 Chyby detekce. MIT-BIH signál 105.

Signál číslo 105 je v první části čistý bez výrazných artefaktů a detekce je v této části úspěšná. Zhruba od 20. minuty záznamu obsahuje signál vysokou úroveň šumu viz Obr. č. 21. I přesto detektor poměrně úspěšně nalézá místa QRS komplexů. Kvůli velkým napěťovým změnám dosahujícím několik jednotek mV však detektor často detekuje falešně pozitivně artefakty místo QRS komplexu. Podobný problém řeší autoři např. v [33].

V signálu číslo 207 je po 25. minutě úsek dlouhý asi 144 sekund s komorovým flutrem. Tuto část z celkového hodnocení vynechává např. [24]. Jelikož ale byla zahrnuta většinou dalších autorů včetně [17], byl tento úsek ponechán v testovací databázi. Na Obr. č. 22 je názorně vidět, jak detektor falešně pozitivně detekuje píky s vyšší napěťovou úrovní a naopak správně vynechává píky s nižší napěťovou úrovní.

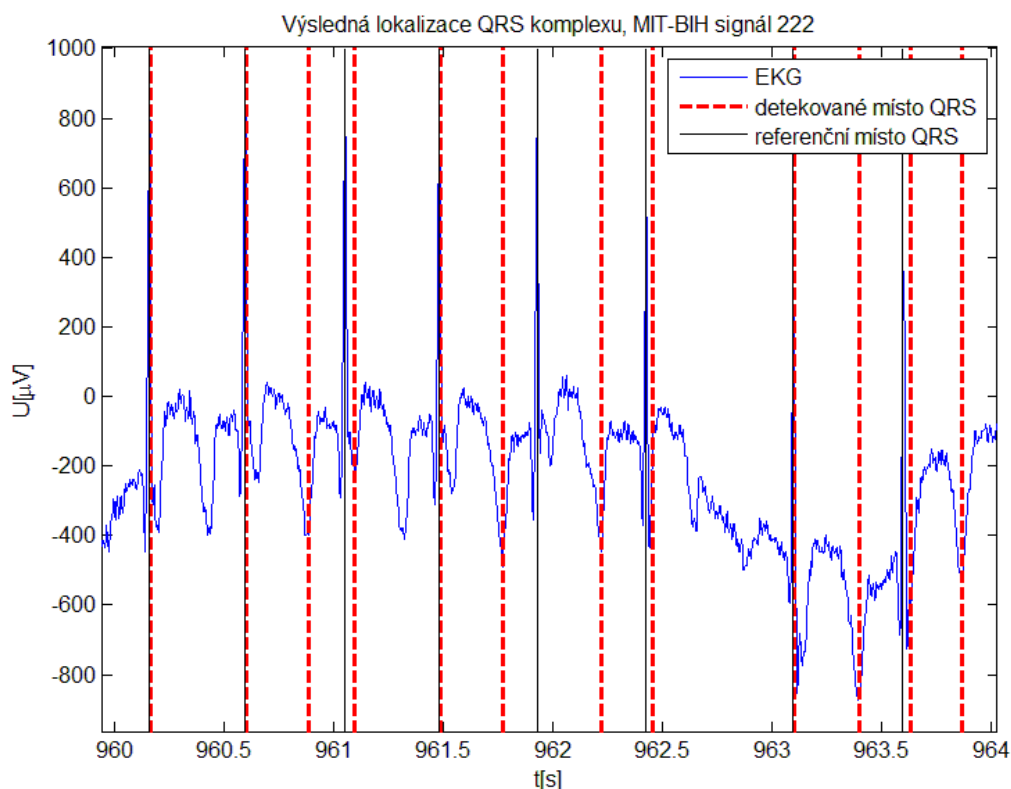


Obr. č. 22 Chyby detekce. MIT-BIH signál 207.

Pro příklad chybné detekce u signálu číslo 222 byl vybrán úsek s ostrými převrácenými P vlnami, které zapříčinily falešně pozitivní detekce a často následně způsobily falešně negativní detekci QRS komplexu (viz. Obr. č. 23). Hlavně v případech arytmií by měl detektor fungovat bezchybně a jde proto o jednu ze závažnějších chyb.

Z výše uvedených problematických EKG signálů je patrné, že náš detektor sice ve velké míře selhával, ale na velice problematických úsecích. Například u signálu 105 je

vyhodnocení obtížné i pro lidského odborníka. I ostatní metody automatických QRS detektorů na těchto úsecích selhávaly. V porovnání s nastavením parametrů před optimalizací se výsledky výrazně zlepšily v počtu *FN*, které se zmenšily o 2563 neúspěšných detekcí. Na úkor tohoto výrazného zlepšení se zhoršil počet *FP* detekcí ale pouze o 64 (u celého záznamu MIT-BIH databáze). Můžeme tedy konstatovat, že náš optimalizovaný detektor na MIT-BIH databázi dosahoval uspokojivé úspěšnosti.



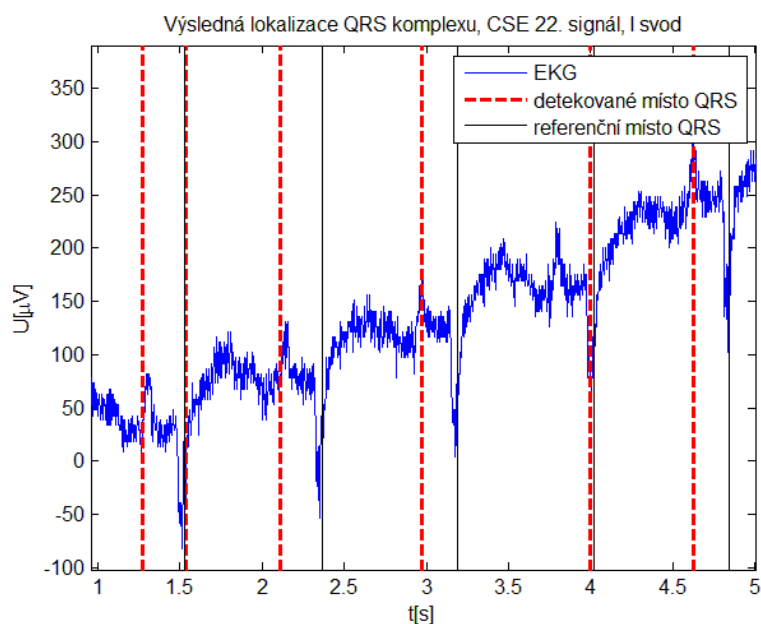
Obr. č. 23 Chyby detekce. MIT-BIH signál 222.

### 9.2.2 CSE

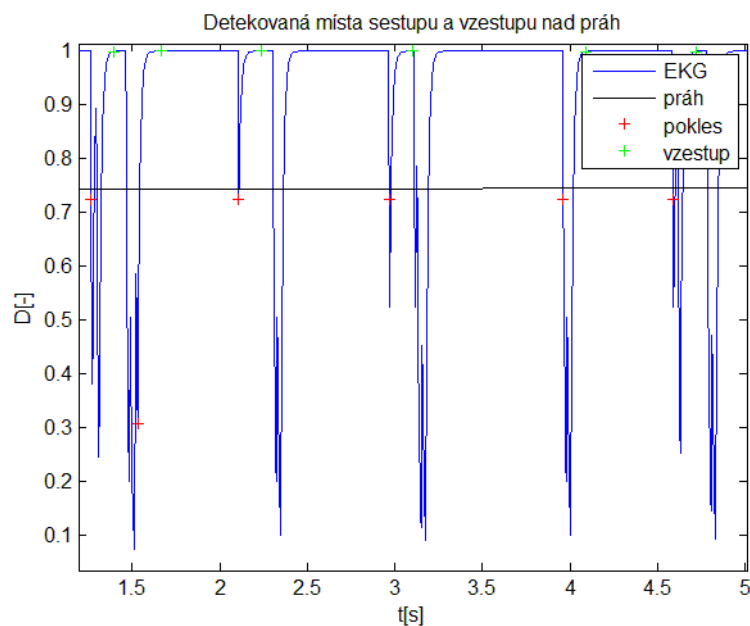
Při testování detektoru na CSE databázi s nastavením parametrů, viz Tabulka č. 10, lze identifikovat některé problematické signály a svody. V bližších výsledcích (viz. Přílohy Tabulka č. 20) jsou zvýrazněny signály s 10 a více chybami v detekci. Největší chybovost byla pozorována u signálu číslo 54 a 65. Při bližší analýze chybovosti v rámci svodů jsme dospěli k závěru, že největší podíl (30 %) na všech chybách měl svod I.

Záznam s největším počtem chyb byl v signálu číslo 22 ve svodu I. Na níže uvedeném Obr. č. 24 vidíme, že velký počet chyb je způsoben velice malou napěťovou úrovní QRS komplexu. V některých případech byla místo QRS komplexu detekována P vlna a vzhledem

ke zvolené délce doby netečnosti nebyl detekován ani následující QRS komplex. Z Obr. č. 25 plyne, že v tomto případě se ukázala nevýhoda nastavení faktoru zapomínání u prahu na hraniční hodnotu 0,999 999. S tímto nastavením jde v podstatě o konstantní práh. Při snížení by teoreticky mohlo dojít k minutí dvou P vln a místo nich by byl detekován QRS komplex. Detektor by tedy šel upravit pro detekci na tomto konkrétním signále. V globálním měřítku se ale toto nastavení doby netečnosti, faktoru zapomínání a iniciační hodnoty prahu ukázalo jako výhodnější.



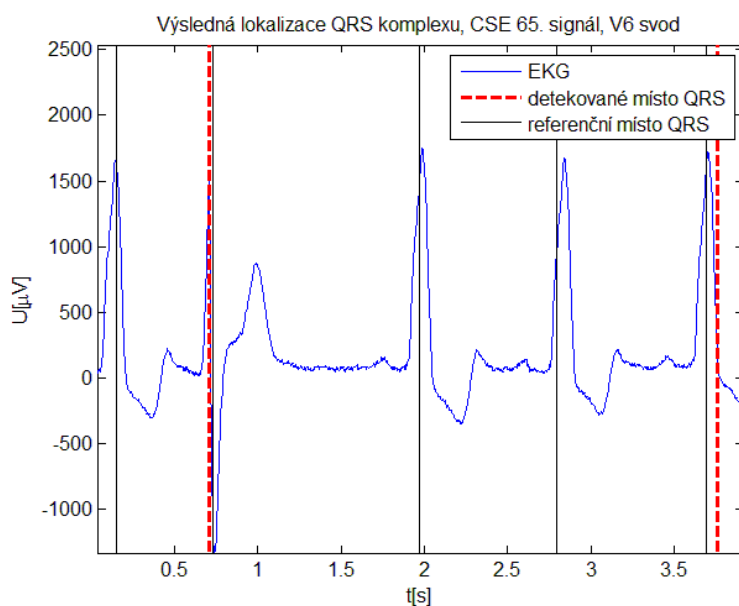
Obr. č. 24 Chyby detekce. CSE signál 22, I svod.



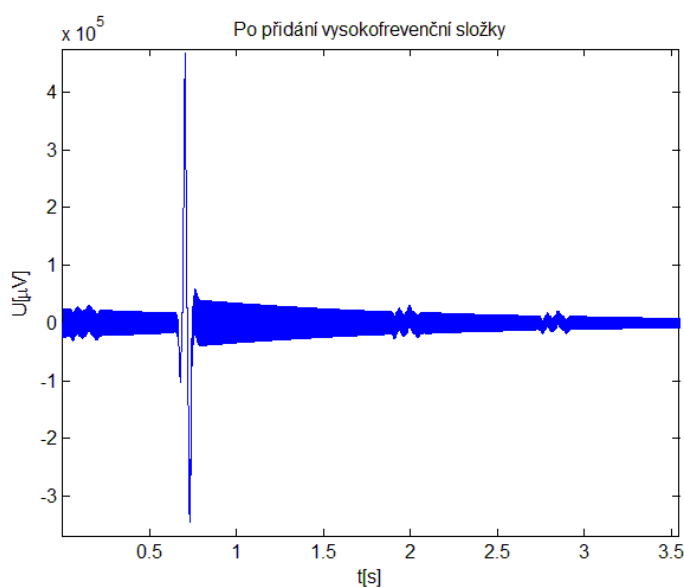
Obr. č. 25 Charakteristický rys. CSE signál 22, I svod.



Signál 65 zapříčinil v rámci všech svodů především *FN* detekce. Nejnáročnější pro detekci byl svod V6. Na Obr. č. 26 vidíme chyby detekce, které způsobil velký překmit u QRS komplexu. Ten byl umocněn filtrací a umocněním. Po přidání vysokofrekvenční složky, viz Obr. č. 27, je patrné, že tento QRS komplex zastínil úplně následující QRS komplex. Další se již postupně vynořuje a u posledního již zareagovaly adaptivní složky detektoru. Bohužel na takto velký napěťový skok ve frekvenční oblasti QRS komplexu detektor s tímto nastavením parametrů není schopen zareagovat.

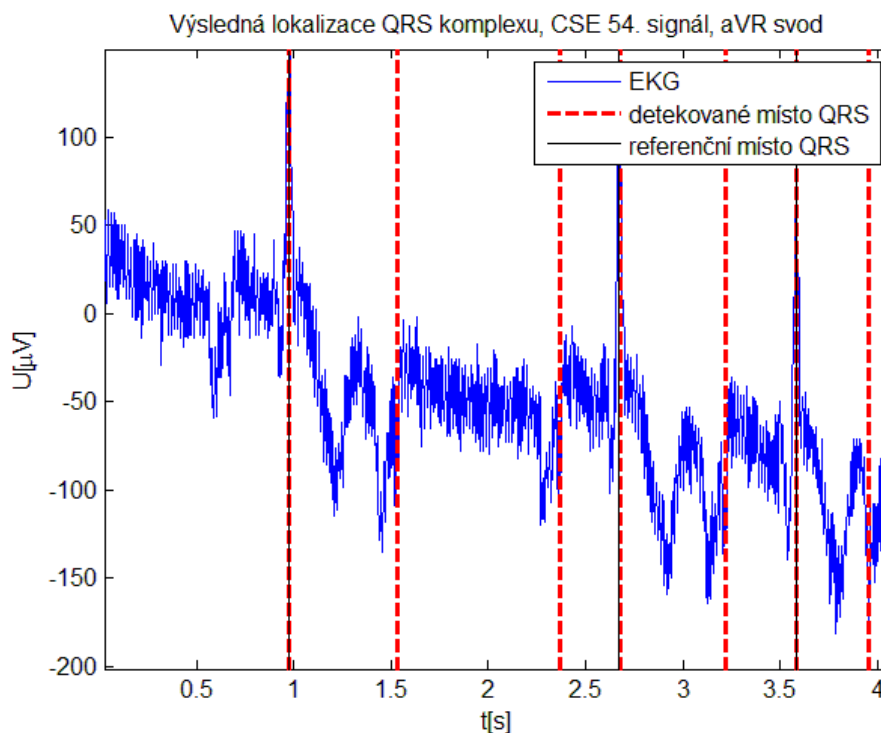


Obr. č. 26 Chyby detekce. CSE signál 65, svod V6.



Obr. č. 27 Signál po přidání vysokofrekvenční složky. CSE signál 65, svod V6.

Signál 54 naopak způsoboval velké množství falešně pozitivních detekcí. Nejvíce se to projevilo ve svodu aVR, viz Obr. č. 28. Na záznamu je vidět, že jde signál s velkou úrovní šumu a zároveň těžkou arytmií. V této náročné shodě okolností náš detektor selhal.



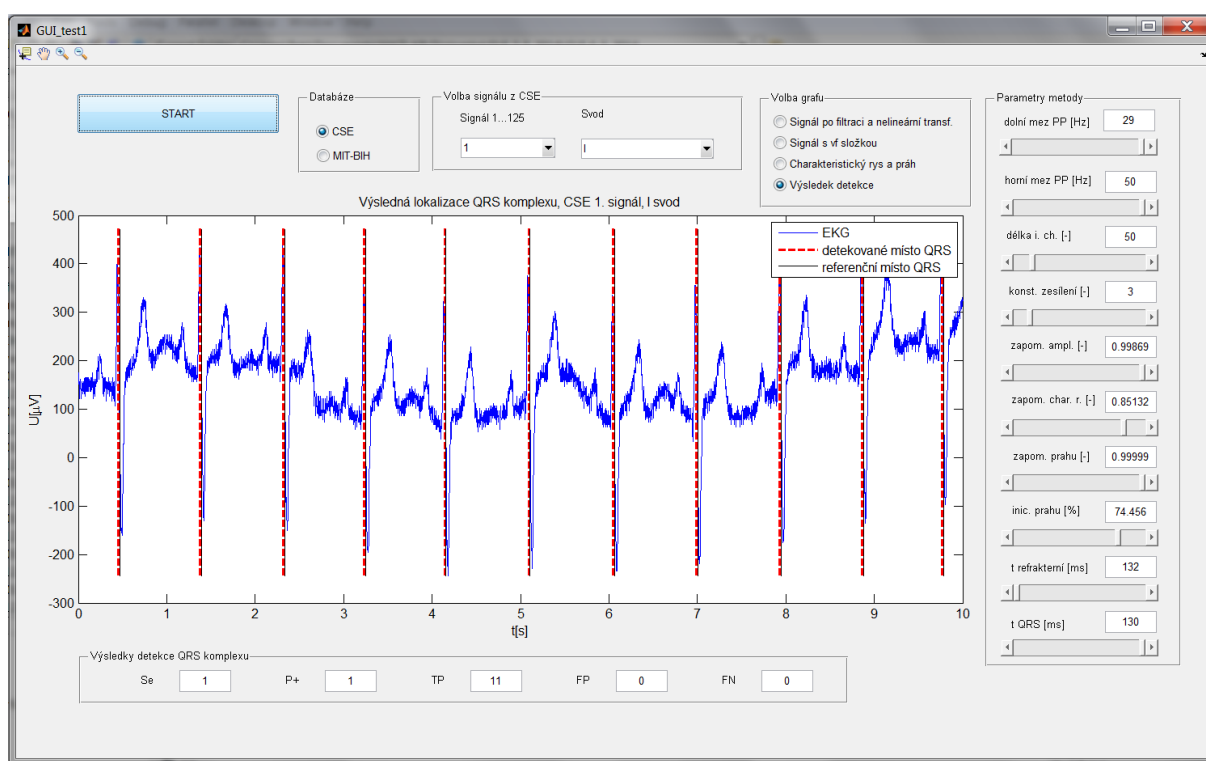
Obr. č. 28 Chyby detekce. CSE signál 54, svod aVR.

Výše uvedené příklady chyb detekce poukazují na náročnost testování na CSE databáze. Náš optimalizovaný detektor ve velké míře selhával v opravdu extrémních případech rušení a to často v kombinaci s arytmiemi. Oproti výchozímu nastavení parametrů, se po optimalizaci výrazně zlepšila detekce z  $FN=331$  na  $FN=116$  a  $FP=208$  na  $FP=129$ . Optimalizace tedy byla velice úspěšná a náš detektor s parametry získanými optimalizací na CSE databázi tedy hodnotíme jako velmi dobrý.

# 10 Uživatelské prostředí

Aby bylo možné výsledky detekce metody počítání průchodů nulou přehledně zobrazit a pohodlně prohlížet, bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí. Celý kód a všechny funkce byly psány v programovacím prostředí Matlab, které též umožňuje vytvoření interaktivního grafického uživatelského prostředí.

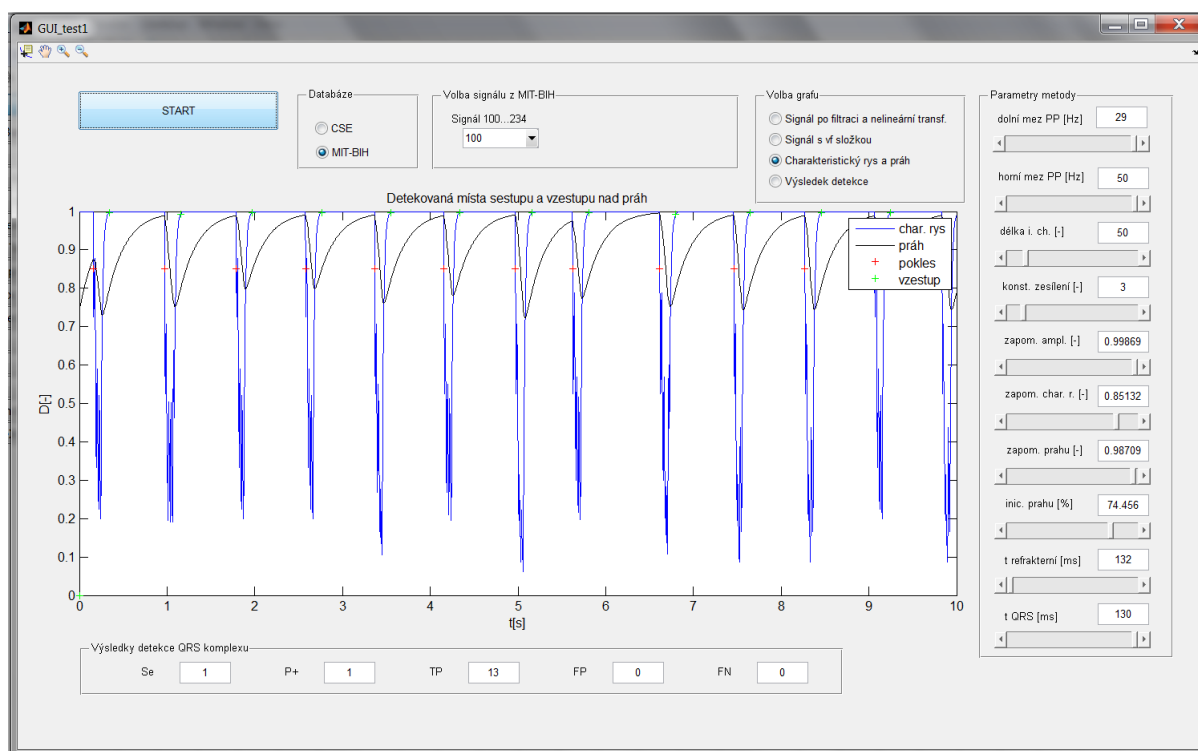
Na níže zobrazeném Obr. č. 29 a Obr. č. 30 jsou zachyceny snímky tohoto prostředí. Vrchní nabídka se vztahuje k výběru konkrétního EKG záznamu. Volí se tedy databáze, signál a svod. Dále je možné zvolit požadovaný graf zpracovaného signálu, z různých fází detekčního algoritmu. V pravé části se potom nastavují pomocí posuvníků různé parametry metody s omezenými rozsahy, viz Tabulka č. 2. Výchozí nastavení odpovídá optimalizovanému detektoru získanému testováním na CSE databázi.



Obr. č. 29 Grafické uživatelské prostředí QRS detektoru.

Po stisknutí tlačítka START dojde k aplikaci všech změn z výběru, které byly do té doby učiněny. Následně je vykreslen graf a číselné hodnoty úspěšnosti detekce na daném EKG záznamu. Pomocí funkcí ve vrchní liště lze graf přibližovat, oddalovat, posouvat a odečítat hodnoty.

Toto uživatelské prostředí může sloužit jako výuková i výzkumná pomůcka. Zobrazením jednotlivých fází detekčního algoritmu přispívá k pochopení principů metody počítání průchodů nulou. Změna nastavení parametrů podněcuje k hlubšímu zamyšlení nad jejich významem a dopadem na výslednou detekci.



Obr. č. 30 Grafické uživatelské prostředí QRS detektoru.

# Závěr

V této diplomové práci byly nejprve shrnuty základní principy metod detekce QRS komplexů. Blíže se tato práce zaměřila na popis a programovou realizaci metody počítání průchodů nulou. Těžiště práce tkví v optimalizaci jejích parametrů a to za pomoci genetického optimalizačního algoritmu. Ta probíhala na standardní CSE a MIT-BIH databázi EKG záznamů. Úspěch optimalizačního algoritmu je podložen získanými výsledky na výše zmíněných standardních databázích, které byly srovnány s ostatními autory.

Náš QRS detektor s parametry optimalizovanými na MIT-BIH databázi na ní dosahoval  $Se=99,40\%$  a  $P^+=99,33\%$ . Oproti původnímu nastavení parametrů metody před optimalizací jde o výrazné zlepšení výsledků. Ve srovnání s ostatními předními autory byly výsledky na MIT-BIH databázi spíše podprůměrné. Oproti autorům metody průchodů nulou na stejném úseku dat byla hodnota  $Se$  horší o  $0,30\%$  a hodnota  $P^+$  pouze o  $0,16\%$ .

Na CSE databázi byly výsledky velmi dobré. Náš QRS detektor s parametry optimalizovanými na této databázi dosahoval  $Se=99,48\%$  a  $P^+=99,42\%$  na CSE databázi. Zařadil se tak mezi lepší detektory testované na této databázi. Dosahuje též úspěšnosti blížíící se  $90\%$  úspěšnosti detekce na MIT-BIH databázi. Také se výrazně zlepšily výsledky oproti detektoru s nastavením parametrů před optimalizací.

Vzhledem k přísným nárokům testování, kterým byl námi optimalizovaný detektor podroben, hodnotíme výsledky práce jako uspokojivé. Ještě lepších výsledků by mohlo být dosaženo při delší optimalizaci na výkonnějším počítači. Dále by šlo zkoumat jiné varianty genetických optimalizačních algoritmů a jejich možnosti nastavení.

Další potenciál k rozvoji metody skýtá navržené grafické uživatelské prostředí, které může sloužit k výuce nebo výzkumu metody.

# Seznam použité literatury

- [1] AHLSTROM, M. L.; TOMPKINS, W. J. Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 30, No. 10, pp. 651-657, 1983.
- [2] ALFONSO, V. X.; TOMPKINS, W. J. et al. ECG beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 2, pp. 192-202, 1999.
- [3] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192.
- [4] BAHOURA, M.; HASSANI, M.; HUBIN, M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis. *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 52, No. 1, pp. 35-44, 1997.
- [5] CHEN, Y.; DUAN, H. A QRS complex detection algorithm based on mathematical morphology and envelope. *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai 2005, pp. 4654-4657.
- [6] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.
- [7] CHOWDHURY, S. R. Field Programmable Gate Array Based Fuzzy Neural Signal Processing System for Differential Diagnosis of QRS Complex Tachycardia and Tachyarrhythmia in Noisy ECG Signals. *Journal of Medical Systems*. 2012, vol. 36, issue 2, s. 765-775.
- [8] DOKUR, Z., OLMEZ, T.; YAZGAN, E. Detection of ECG waveforms by neural networks. *Medical Engineering and Physics*. Vol. 19, No. 8, pp. 738-741, 1997.
- [9] ELGENDI, M.; ESKOFIER B.; DOKOS, S.; ABBOTT, D. Revisiting QRS Detection Methodologies for Portable, Wearable, Battery-Operated, and Wireless ECG Systems. *PLoS ONE*. 2014, vol. 9, issue 1.
- [10] ELGENDI, M.; JONKMAN, M.; De BOER, F. Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds. *International journal of hybrid information technology*, Vol. 2, No. 1, pp. 65-80, 2009.

- [11] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s.
- [12] GOLDBERGER, A.; AMARAL, L.; GLASS, L.; HAUSDORFF, J.; IVANOV, P.; MARK, R.; MIETUS, J.; MOODY, G.; PENG, C. K.; STANLEY, H. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [online], 2000. [cit. 2014-4-28].
- [13] HAMILTON, P. Open source ECG analysis. In *Proceedings Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 101-104, 2002.
- [14] HAMILTON, P. S.; TOMPKINS, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using MIT/BIH arrhythmic database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 12, pp. 1157-1165, 1986.
- [15] HAUPT, R. L.; HAUPT, S. E. *Practical genetic algorithms*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley, 2004, 253 s.
- [16] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002, vol. 21, no. 1, p. 42-57.
- [17] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossing counts. *Progress in Biomedical Research*. 2003, vol. 8, no. 3, p. 138-145.
- [18] KOZUMPLÍK, J. *Detektory komplexů QRS*. Přednáška předmětu Zpracování biologických signálů FEKT VUT, Brno, 2011.
- [19] KOZUMPLÍK, J. *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta FEKT VUT, Brno [online], 2005. [cit. 2013-12-30].
- [20] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [21] LI, H.; WANG, X.; CHEN, L.; LI, E. Denoising and R-Peak Detection of Electrocardiogram Signal Based on EMD and Improved Approximate Envelope. *Circuits, Systems, and Signal Processing*. 2014, vol. 33, issue 4, s. 1261-1276.
- [22] MALLAT, S. Zero-crossings of a wavelet-transform. *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol. 37, pp. 1019-1033, 1991.
- [23] MALLAT, S.; HWANG, W. L. Singularity detection and processing with wavelets. *IEEE Transactions on Information Theory*, Vol. 38, No. 2, pp. 617-643, 1992.

- [24] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [25] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM. *Computers in biology and medicine*, Vol. 38, No. 1, pp. 138-145, 2008.
- [26] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201.
- [27] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.
- [28] MEHTA, S.; SHETE, D. A.; LINGAYAT, N. S.; CHOUHAN, V. S. K-means algorithm for the detection and delineation of QRS-complexes in Electrocardiogram. *IRBM*. 2010, vol. 31, issue 1, s. 48-54.
- [29] MÉZL, M. *GA se spojitým vyjádřením hodnot: Cvičení předmětu Evoluční algoritmy* FEKT VUT, Brno [online], 2013. [cit. 2014-04-28].
- [30] MOODY, G. B.; MARK, R. G. Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. In *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 39-44, 1982.
- [31] MOODY, G.; MARK R. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2001, vol. 20, issue 3, s. 45-50.
- [32] MORAES, J.; FREITAS, M.; VILANI, F. A QRS complex detection algorithm using electrocardiogram leads. In *Proceedings Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 205-208, 2002.
- [33] NALLATHAMBI, G.; PRINCIPE, J. C. Integrate and Fire Pulse Train Automaton for QRS detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014, vol. 61, issue 2, s. 317-326.
- [34] OKADA, M. A digital filter for the QRS complex detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 26, No. 12, pp. 700-703, 1979.
- [35] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [36] POLI, R.; CAGNONI, S.; VALLI, G. Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 11, pp. 1137-1141, 1995.



- [37]The CSE working party. *Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases*. December 1990.
- [38]TRAHANIAS, P. E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 2, pp. 201-205, 1993.
- [39]TVRDÍK, J. OSTRAVSKÁ UNIVERZITA. *Evoluční algoritmy* [online]. 2004 [cit. 2014-04-28].
- [40]VIJAYA, G.; KUMAR, V.; VERMA, H. K. ANN-based QRS-complex analysis of ECG. *J. Med. Eng. Technol.*, Vol. 22, No. 4, pp. 160-167, 1998.
- [41]VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [42]WILLEMS, J. L.; ARNAUD, P.; VAN BEMMEL, J. H. et al. A reference data base for multilead electrocardiographic computer measurement programs. *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 10, No. 6, pp. 1313-1321, 1987.
- [43]WILLEMS, J. L.; ARNAUD, P.; VAN BEMMEL, J. H. et al. Assessment of the performance of electrocardiographic computer programs with the use of a reference data base. *Circulation*, Vol. 71, No. 3, pp. 523-534, 1985.
- [44]XUE, Q.; HU, H.; TOMPKINS, W. J. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 4, pp. 317-329, 1992.
- [45]ZHANG, F.; LIAN, Y. Novel QRS Detection by CWT for ECG Sensor. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, Montreal 2007, pp. 211-214.

# Seznam zkratek a symbolů

AHA	standardní databáze signálů EKG (z angl. The American Heart Association)
$c$	konstanta zesílení
CSE	1. projekt, 2. standardní databáze signálů EKG (z angl. Common Standards for quantitative Electrogradigraphy)
$DER$	chyba detekce (z angl. Detection Error)
$d_m$	dolní mez pásmové propusti
EDB	ST-T standardní EKG databáze (z angl. European ST-T Database)
EKG	elektrokardiogram
$FN$	počet falešně negativních detekcí (z angl. False Negative)
$FP$	počet falešně pozitivních detekcí (z angl. False Positive)
$h_m$	horní mez pásmové propusti
LVQ	samoučící síť (z angl. learning vector quantization)
MIT-BIH	standardní databáze signálů EKG (z angl. Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital)
MLP	vícevrstvý preceptron (z angl. Multilayer Perceptron )
$n$	délka impulsní charakteristiky
$P^+$	pozitivní prediktivita (z angl. Positive Predictivity)
$p_D$	inicializační hodnota prahu
RBF	funkce s radiální bází (z angl. Radial Basis Function)
$Se$	senzitivita detekce (z angl. Sensitivity)
THEW	standardní databáze signálů EKG z angl. Telemetric and Holter ECG Warehouse)
$TP$	počet pravdivě pozitivních detekcí (z angl. True Positive)
$t_{QRS}$	doba netečnosti po začátku QRS
$t_{ref}$	doba netečnosti po konci QRS
VKG	vektorkardiogram
$\lambda_D$	faktor zapomínání charakteristického rysu
$\lambda_K$	faktor zapomínání amplitudy
$\lambda_\theta$	faktor zapomínání prahu

# Přílohy

Tabulka č. 16 *Popisky MIT-BIH databáze [12] v originálním znění.*

Zkratka popisku	Číslo popisku	Popisek
NORMAL	1	normal beat
LBBB	2	left bundle branch block beat
RBBB	3	right bundle branch block beat
ABERR	4	aberrated atrial premature beat
PVC	5	premature ventricular contraction
FUSION	6	fusion of ventricular and normal beat
NPC	7	nodal (junctional) premature beat
APC	8	atrial premature contraction
SVPB	9	premature or ectopic supraventricular beat
VESC	10	ventricular escape beat
NESC	11	nodal (junctional) escape beat
PACE	12	paced beat
UNKNOWN	13	unclassifiable beat
NOISE	14	signal quality change
ARFCT	16	isolated QRS-like artifact
STCH	18	ST change
TCH	19	T-wave change
SYSTOLE	20	systole
DIASTOLE	21	diastole
NOTE	22	comment annotation
MEASURE	23	measurement annotation
PWAVE	24	P-wave peak
BBB	25	left or right bundle branch block
PACESP	26	non-conducted pacer spike
TWAVE	27	T-wave peak
RHYTM	28	rhythm change
UWAVE	29	U-wave peak
LEARN	30	learning

<b>Zkratka popisku</b>	<b>Číslo popisku</b>	<b>Popisek</b>
FLWAV	31	ventricular flutter wave
VFON	32	start of ventricular flutter/fibrillation
VFOFF	33	end of ventricular flutter/fibrillation
AESC	34	atrial escape beat
SVESC	35	supraventricular escape beat
LINK	36	link to external data (aux contains URL)
NAPC	37	non-conducted P-wave (blocked APB)
PFUS	38	fusion of paced and normal beat
WFON	39	waveform onset
WFOFF	40	waveform end
RONT	41	R-on-T premature ventricular contraction
	42-48	annotation codes between RONT+1 and ACMAX inclusive are user-defined
ACMAX	49	value of largest valid annot code (must be < 50)

Tabulka č. 17 Počty událostí u testované části signálů MIT-BIH databáze; referenční  
místa QRS komplexu

signál\popis	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	34	38
100	1872	0	0	0	1	0	0	29	0	0	0	0	0	0	0
101	1518	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	2	0	0
102	1	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	1785	0	0	32
103	1727	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0
104	98	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1183	13	0	562
105	2121	0	0	0	29	0	0	0	0	0	0	0	5	0	0
106	1236	0	0	0	460	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
107	0	0	0	0	57	0	0	0	0	0	0	1727	0	0	0
108	1460	0	0	0	13	2	0	4	0	0	1	0	0	0	0
109	0	2067	0	0	32	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
111	0	1775	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
112	2109	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0
113	1501	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
114	1559	0	0	0	30	4	1	10	0	0	0	0	0	0	0
115	1637	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
116	1918	0	0	0	98	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
117	1283	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
118	0	0	1817	0	13	0	0	86	0	0	0	0	0	0	0
119	1297	0	0	0	364	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
121	1558	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
122	2054	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
123	1266	0	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
124	0	0	1293	0	47	5	15	2	0	0	5	0	0	0	0
200	1438	0	0	0	700	2	0	28	0	0	0	0	0	0	0
201	1185	0	0	95	198	2	1	30	0	0	10	0	0	0	0
202	1800	0	0	19	15	1	0	36	0	0	0	0	0	0	0
203	2103	0	0	0	373	1	0	0	0	0	0	0	4	0	0
205	2123	0	0	0	65	11	0	2	0	0	0	0	0	0	0
207	0	1376	0	0	4	0	0	107	0	105	0	0	0	0	0
208	1308	0	0	0	824	301	0	0	2	0	0	0	2	0	0
209	2146	0	0	0	1	0	0	372	0	0	0	0	0	0	0
210	2010	0	0	20	164	9	0	0	0	1	0	0	0	0	0
212	794	0	1491	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
213	2209	0	0	3	195	269	0	24	0	0	0	0	0	0	0
214	0	1664	0	0	212	1	0	0	0	0	0	0	2	0	0
215	2661	0	0	0	131	1	0	2	0	0	0	0	0	0	0
217	235	0	0	0	140	0	0	0	0	0	0	1241	0	0	229
219	1715	0	0	0	51	0	0	7	0	0	0	0	0	0	0
220	1601	0	0	0	0	0	0	93	0	0	0	0	0	0	0
221	1704	0	0	0	316	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
222	1695	0	0	0	0	0	1	208	0	0	212	0	0	0	0
223	1656	0	0	1	455	8	0	65	0	0	0	0	0	14	0

<b>signál\popis</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>34</b>	<b>38</b>
<b>228</b>	1398	0	0	0	302	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0
<b>230</b>	1858	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>231</b>	302	0	976	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>232</b>	0	0	317	0	0	0	0	1167	0	0	1	0	0	0	0
<b>233</b>	1859	0	0	0	692	6	0	4	0	0	0	0	0	0	0
<b>234</b>	2238	0	0	0	3	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>celkem</b>	<b>62253</b>	<b>6882</b>	<b>5894</b>	<b>143</b>	<b>5995</b>	<b>623</b>	<b>68</b>	<b>2289</b>	<b>2</b>	<b>106</b>	<b>229</b>	<b>5936</b>	<b>28</b>	<b>14</b>	<b>823</b>

Tabulka č. 18 *Počty událostí u testované části MIT-BIH databáze; ostatní, které se vyskytovaly alespoň jednou*

signál popis	14	16	22	28	31	32	33	37
100	0	0	0	0	0	0	0	0
101	2	1	0	0	0	0	0	0
102	0	0	0	0	0	0	0	0
103	6	0	0	0	0	0	0	0
104	8	0	0	31	0	0	0	0
105	82	28	0	0	0	0	0	0
106	22	0	0	36	0	0	0	0
107	2	0	0	0	0	0	0	0
108	34	7	0	0	0	0	0	9
109	2	0	0	0	0	0	0	0
111	4	0	0	0	0	0	0	0
112	10	0	0	0	0	0	0	0
113	0	0	0	0	0	0	0	0
114	7	1	0	2	0	0	0	0
115	2	6	0	0	0	0	0	0
116	8	0	0	0	0	0	0	0
117	3	0	0	0	0	0	0	0
118	10	0	0	0	0	0	0	7
119	4	0	0	80	0	0	0	0
121	10	0	0	0	0	0	0	0
122	0	2	0	0	0	0	0	0
123	0	0	0	0	0	0	0	0
124	2	0	0	11	0	0	0	0
200	40	0	0	122	0	0	0	0
201	4	0	0	34	0	0	0	37
202	0	2	0	7	0	0	0	0
203	51	24	0	36	0	0	0	0
205	2	1	0	11	0	0	0	0
207	14	2	0	5	340	1	1	0
208	20	8	0	38	0	0	0	0
209	17	5	0	20	0	0	0	0
210	12	1	0	16	0	0	0	0
212	13	1	0	0	0	0	0	0
213	0	0	0	38	0	0	0	0
214	0	3	1	20	0	0	0	0
215	24	0	2	2	0	0	0	0
217	4	1	0	58	0	0	0	0
219	0	0	4	18	0	0	0	133
220	4	0	0	16	0	0	0	0
221	12	0	0	20	0	0	0	0
222	11	0	0	135	0	0	0	0
223	8	0	0	25	0	0	0	0

<b>signál\popis</b>	<b>14</b>	<b>16</b>	<b>22</b>	<b>28</b>	<b>31</b>	<b>32</b>	<b>33</b>	<b>37</b>
<b>228</b>	12	7	3	32	0	0	0	0
<b>230</b>	2	1	0	173	0	0	0	0
<b>231</b>	0	0	396	8	0	0	0	0
<b>232</b>	25	0	0	0	0	0	0	0
<b>233</b>	0	2	0	52	0	0	0	0
<b>234</b>	8	0	0	2	0	0	0	0
<b>celkem</b>	<b>501</b>	<b>103</b>	<b>406</b>	<b>1048</b>	<b>340</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>186</b>



Tabulka č. 19 Srovnání výsledků autorů metody [17] a našich výsledků. V tabulce jsou zvýrazněny chyby pod 99,00 %.

Autor		Kohler [17]					Náš detektor s nastavením viz Tabulka č. 8				
Signál	Svod	TP [-]	FN [-]	FP [-]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]	TP [-]	FN [-]	FP [-]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
100	MLII	1901	1	0	99,95	100,00	1902	0	0	100,00	100,00
101	MLII	1521	2	5	99,87	99,67	1522	1	3	99,93	99,80
102	V5	1808	13	13	99,29	99,29	1787	<b>34</b>	<b>35</b>	<b>98,13</b>	<b>98,08</b>
103	MLII	1729	0	0	100,00	100,00	1728	1	0	99,94	100,00
104	V5	1841	16	17	99,14	99,09	1837	<b>20</b>	<b>30</b>	<b>98,92</b>	<b>98,39</b>
105	MLII	2144	11	<b>28</b>	99,49	<b>98,71</b>	2126	<b>29</b>	<b>122</b>	<b>98,65</b>	<b>94,57</b>
106	MLII	1696	0	5	100,00	99,71	1660	<b>36</b>	1	<b>97,88</b>	99,94
107	MLII	1783	1	0	99,94	100,00	1783	1	1	99,94	99,94
108	MLII	1454	<b>26</b>	<b>32</b>	<b>98,24</b>	<b>97,85</b>	1459	<b>21</b>	<b>18</b>	<b>98,58</b>	<b>98,78</b>
109	MLII	2094	5	1	99,76	99,95	2082	17	0	99,19	100,00
111	MLII	1774	2	4	99,89	99,78	1774	2	3	99,89	99,83
112	MLII	2111	0	4	100,00	99,81	2111	0	2	100,00	99,91
113	MLII	1505	1	0	99,93	100,00	1506	0	1	100,00	99,93
114	V5	1604	0	5	100,00	99,69	1557	<b>47</b>	6	<b>97,07</b>	99,62
115	MLII	1636	1	0	99,94	100,00	1637	0	0	100,00	100,00
116	MLII	1995	<b>22</b>	3	<b>98,91</b>	99,85	1992	<b>25</b>	3	<b>98,76</b>	99,85
117	MLII	1284	0	3	100,00	99,77	1284	0	0	100,00	100,00
118	MLII	1916	0	3	100,00	99,84	1916	0	0	100,00	100,00
119	MLII	1661	0	0	100,00	100,00	1661	0	1	100,00	99,94
121	MLII	1558	2	4	99,87	99,74	1560	0	2	100,00	99,87
122	MLII	2054	0	0	100,00	100,00	2054	0	1	100,00	99,95
123	MLII	1269	0	2	100,00	99,84	1269	0	0	100,00	100,00
124	MLII	1365	2	3	99,85	99,78	1360	7	5	99,49	99,63
200	MLII	2166	2	12	99,91	99,45	2165	3	3	99,86	99,86
201	MLII	1519	2	1	99,87	99,93	1467	<b>54</b>	1	<b>96,45</b>	99,93
202	MLII	1868	3	3	99,84	99,84	1858	13	0	99,31	100,00

Autor		Kohler [17]					Náš detektor s nastavením viz Tabulka č. 8				
Signál	Svod	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P<sup>+</sup></i> [%]	<i>TP</i> [-]	<i>FN</i> [-]	<i>FP</i> [-]	<i>Se</i> [%]	<i>P<sup>+</sup></i> [%]
203	MLII	2424	57	25	97,70	98,98	2430	51	35	97,94	98,58
205	MLII	2197	4	0	99,82	100,00	2198	3	1	99,86	99,95
207	MLII	1585	7	95	99,56	94,35	1589	3	132	99,81	92,33
208	MLII	2413	24	7	99,02	99,71	2398	39	33	98,40	98,64
209*	MLII	2513	5	6	99,80	99,76	2519	0	3	100,00	99,88
210	MLII	2198	6	2	99,73	99,91	2178	26	3	98,82	99,86
212	MLII	2285	0	5	100,00	99,78	2285	0	0	100,00	100,00
213	MLII	2680	20	17	99,26	99,37	2693	7	2	99,74	99,93
214*	MLII	1877	1	4	99,95	99,79	1878	1	1	99,95	99,95
215	MLII	2793	2	0	99,93	100,00	2794	1	0	99,96	100,00
217	MLII	1843	2	2	99,89	99,89	1839	6	2	99,67	99,89
219	MLII	1773	0	0	100,00	100,00	1773	0	0	100,00	100,00
220	MLII	1694	0	0	100,00	100,00	1694	0	0	100,00	100,00
221	MLII	1998	22	19	98,91	99,06	2016	4	0	99,80	100,00
222	MLII	2115	1	2	99,95	99,91	2056	60	78	97,16	96,34
223	MLII	2199	0	1	100,00	99,95	2183	16	1	99,27	99,95
228	MLII	1700	3	43	99,82	97,53	1694	9	9	99,47	99,47
230	MLII	1859	0	2	100,00	99,89	1859	0	1	100,00	99,95
231	MLII	1278	0	0	100,00	100,00	1278	0	0	100,00	100,00
232	MLII	1485	0	12	100,00	99,20	1485	0	2	100,00	99,87
233	MLII	2553	8	0	99,69	100,00	2554	7	0	99,73	100,00
234	MLII	2288	3	0	99,87	100,00	2288	3	0	99,87	100,00
celkem		91006	277	390	99,70	99,57	90738	547	541	99,40	99,41

\*pozn. v případě naší části databáze je zahrnuto u signálu 209 a 214 o jeden QRS komplex více

Tabulka č. 20 Podrobné výsledky testování na CSE databázi, získané s nastavením parametrů, viz Tabulka č. 10. Zvýrazněny jsou výsledky s 10 a více chybami.

	Pro 12 standardních svodů			Pro 3 Frankovovy svody			Všechny		
Signál	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP+FP [-]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
1	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
2	228	0	0	57	0	0	0	100,00	100,00
3	204	0	0	51	0	0	0	100,00	100,00
4	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
5	204	0	0	51	0	0	0	100,00	100,00
6	192	0	0	48	0	0	0	100,00	100,00
7	204	0	0	51	0	0	0	100,00	100,00
8	119	1	1	30	0	0	2	99,33	99,33
9	144	0	0	35	1	1	2	99,44	99,44
10	84	0	0	20	1	13	14	99,05	88,89
11	180	0	0	45	0	0	0	100,00	100,00
12	156	0	13	39	0	0	13	100,00	93,75
13	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
14	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
15	72	0	0	18	0	0	0	100,00	100,00
16	192	0	0	48	0	0	0	100,00	100,00
17	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
18	180	0	0	45	0	0	0	100,00	100,00
19	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
20	264	0	0	66	0	0	0	100,00	100,00
21	84	0	0	21	0	0	0	100,00	100,00
22	137	7	10	36	0	0	17	96,11	94,54
23	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
24	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
25	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
26	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
27	168	0	0	42	0	0	0	100,00	100,00
28	120	0	0	29	1	0	1	99,33	100,00
29	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
30	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
31	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
32	168	0	0	41	1	1	2	99,52	99,52
33	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
34	140	4	0	34	2	0	6	96,67	100,00
35	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
36	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
37	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
38	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
39	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00

	Pro 12 standardních svodů			Pro 3 Frankovovy svody			Všechny		
Signál	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP+FP [-]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
40	143	1	0	35	1	0	2	98,89	100,00
41	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
42	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
43	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
44	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
45	156	0	1	39	0	0	1	100,00	99,49
46	140	4	6	36	0	0	10	97,78	96,70
47	192	0	0	48	0	0	0	100,00	100,00
48	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
49	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
50	94	2	2	24	0	0	4	98,33	98,33
51	240	0	0	60	0	0	0	100,00	100,00
52	180	0	1	45	0	0	1	100,00	99,56
53	204	0	0	51	0	0	0	100,00	100,00
54	83	1	30	21	0	7	38	99,05	73,76
55	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
56	119	1	1	30	0	0	2	99,33	99,33
57	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
58	180	0	0	45	0	0	0	100,00	100,00
59	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
60	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
61	153	3	0	39	0	0	3	98,46	100,00
62	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
63	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
64	132	0	1	33	0	0	1	100,00	99,40
65	125	19	0	28	8	0	27	85,00	100,00
66	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
68	203	1	0	51	0	0	1	99,61	100,00
69	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
71	168	0	0	42	0	0	0	100,00	100,00
72	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
73	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
74	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
75	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
76	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
77	144	0	0	36	0	1	1	100,00	99,45
78	84	0	0	21	0	0	0	100,00	100,00
79	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
80	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
81	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
82	108	0	1	27	0	0	1	100,00	99,26
83	180	0	0	45	0	0	0	100,00	100,00
84	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
85	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00

	Pro 12 standardních svodů			Pro 3 Frankovovy svody			Všechny		
Signál	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP [-]	FN [-]	FP [-]	TP+FP [-]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
86	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
87	108	0	1	27	0	2	3	100,00	97,83
88	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
89	72	0	0	18	0	0	0	100,00	100,00
90	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
91	108	0	0	27	0	1	1	100,00	99,26
92	132	0	2	33	0	0	2	100,00	98,80
93	108	0	0	27	0	0	0	100,00	100,00
94	120	0	10	30	0	0	10	100,00	93,75
95	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
96	108	0	2	27	0	0	2	100,00	98,54
97	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
98	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
99	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
100	180	0	0	45	0	0	0	100,00	100,00
101	191	1	0	48	0	0	1	99,58	100,00
102	192	0	0	48	0	0	0	100,00	100,00
103	125	7	1	33	0	0	8	95,76	99,37
104	96	0	0	24	0	0	0	100,00	100,00
105	165	3	1	38	4	2	10	96,67	98,54
106	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
107	179	1	0	45	0	0	1	99,56	100,00
108	192	0	0	48	0	0	0	100,00	100,00
109	172	8	6	45	0	1	15	96,44	96,88
110	179	1	0	45	0	0	1	99,56	100,00
111	251	1	2	63	0	0	3	99,68	99,37
112	156	0	0	39	0	0	0	100,00	100,00
113	204	0	0	51	0	0	0	100,00	100,00
114	129	3	0	33	0	0	3	98,18	100,00
115	238	2	0	60	0	0	2	99,33	100,00
116	155	1	6	39	0	0	7	99,49	97,00
117	136	8	0	33	3	0	11	93,89	100,00
118	132	0	0	33	0	0	0	100,00	100,00
119	216	0	0	54	0	0	0	100,00	100,00
120	108	0	0	26	1	0	1	99,26	100,00
121	120	0	0	30	0	0	0	100,00	100,00
122	169	11	0	45	0	0	11	95,11	100,00
123	154	2	2	39	0	0	4	98,97	98,97
124	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
125	144	0	0	36	0	0	0	100,00	100,00
<b>celkem</b>	<b>17583</b>	<b>93</b>	<b>100</b>	<b>4396</b>	<b>23</b>	<b>29</b>	<b>245</b>	<b>99,47</b>	<b>99,42</b>

Tabulka č. 21 *Bližší popis metod detekce QRS komplexů využitých ke srovnání.*

Metody	Databáze	Úplnost dat	Poznámka
Li [20]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min	zpětné dohledávání QRS komplexu; WT
Chen [5]	MIT-BIH	částečná 25 signálů (100-107, 118, 119, 200-203, 205, 207-210, 212-215 , 217, 219); 1 svod; 30 min	zpětné dohledávání QRS komplexu; WT
Li [21]	MIT-BIH	48 sig.; 1 svod; 30 min	výsledky závislé na vyskytujících se druzích interference
Bahoura [4]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min	WT, v reálném čase
Zhang [45]	MIT-BIH	20 signálů; neuvedeny;	WT, v reálném čase
Martínez [24]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min; vynechán úsek signálu 207 s komorovým fluttrem 2 min 24 s	WT (vychází z Li [20])
Hamilton [13]	MIT-BIH	neuvedeno	zpětné dohledávání QRS komplexu
Alvarado [3]	MIT-BIH	8 signálů (100-105, 107, 108); 1 svod; 30 min	WT
Hamilton [14]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min; vynechán úsek signálu 207 s komorovým fluttrem	v reálném čase
Kohler [17]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min; bez prvních 5 min	počítání průchodů nulou
Alfonso [2]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min; bez prvních 5 min.	banka filtrů
Pan [35]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min	číslicová filtrace, v reálném čase
Nallathambi [33]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min; vynechán úsek signálu 207 s komorovým fluttrem	-
Poli [36]	MIT-BIH	48 signálů; 1 svod; 30 min	genetické algoritmy, v reálném čase
Moraes [75]	MIT-BIH	neuvedeno	svody, v reálném čase
Moody [30]	MIT-BIH	neuvedeno; pravděpodobně 48 signálů; 1 svod; 30 min	2 svody
Elgendi [10]	MIT-BIH	19 signálů (100, 101,103, 108,112, 116, 117, 121, 200, 202, 205, 209, 213, 215, 220, 223, 228, 231, 233); 1 svod; 30 min	dynamický práh
Hamilton [13]	MIT-BIH	neuvedeno	zpětné dohledávání QRS komplexu
Martínez [24]	QT	neuvedeno	-

<b>Metody</b>	<b>Databáze</b>	<b>Úplnost dat</b>	<b>Poznámka</b>
Moody [30]	QT	neuvedeno	-
Martínez [24]	EDB	vynechány "unreadable" úseky 57 min 6 s	-
Moody [30]	EDB	neuvedeno	-
Chowdhury [7]	CSE	3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	-
Mehta [25]	CSE	3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	trénovací množina EKG; využívá všechny svody najednou k detekci
Trahanias [38]	CSE	3. datová skupina; 1875 záznamů svodů (blíže nespecifikováno)	60 svodů jako trénovací množina; matematická morfologie
Mehta [26]	CSE	3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	trénovací množina EKG; využívá všechny svody najednou k detekci
Mehta [28]	CSE	3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	-
Chouhan [6]	CSE	neuvedeno; pravděpodobně 3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	-
Mehta [27]	CSE	3. datová skupina; 125 signálů; 12 svodů	využívá všechny svody najednou k detekci